

Trabajo Fin de Grado

Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales

Análisis modal numérico del fémur. Influencia de las condiciones de contorno en las frecuencias naturales.

Autor: José Rodríguez Vallés

Tutora: Esther Reina Romo

Dep. Ingeniería Mecánica y Fabricación
Escuela Técnica Superior de Ingeniería
Universidad de Sevilla

Sevilla, 2016



Trabajo Fin de Grado
Grado en Ingeniería de Tecnologías Industriales

Análisis modal numérico del fémur. Influencia de las condiciones de contorno en las frecuencias naturales.

Autor:

José Rodríguez Vallés

Tutora:

Esther Reina Romo

Profesor contratado doctor

Dep. Ingeniería Mecánica y Fabricación

Escuela Técnica Superior de Ingeniería

Universidad de Sevilla

Sevilla, 2016

Trabajo Fin de Grado: Análisis modal numérico del fémur. Influencia de las condiciones de contorno en las frecuencias naturales.

Autor: José Rodríguez Vallés

Tutora: Esther Reina Romo

El tribunal nombrado para juzgar el Proyecto arriba indicado, compuesto por los siguientes miembros:

Presidente:

Vocales:

Secretario:

Acuerdan otorgarle la calificación de:

Sevilla, 2016

El Secretario del Tribunal

A mi familia
A Lucía y a mis amigos
A mis maestros

Resumen

Estudios recientes han demostrado que las características de las cargas mecánicas, como son la amplitud y la frecuencia, son importantes en el proceso de regeneración ósea. También se ha demostrado que aplicar al hueso terapias vibratorias a una frecuencia cercana a su frecuencia natural favorece la aposición de materia ósea en él. Existen diversos estudios que emplean el análisis modal mediante elementos finitos con fines médicos.

El presente proyecto tiene como objetivo conocer las frecuencias naturales del fémur humano. Para ello se crea un modelo generando la geometría a partir de tomografías axiales computarizadas (TACs). Se le asignan las propiedades mecánicas correspondientes de dos formas diferentes (propiedades constantes y Hounsfield Units) y se aplican diferentes condiciones de contorno utilizadas en la bibliografía. Posteriormente se realiza un análisis modal obteniéndose así las frecuencias naturales y los modos de vibración del modelo para cada condición de contorno.

Finalmente se comparan los resultados obtenidos bajo las diferentes condiciones de contorno aplicadas, concluyendo que las frecuencias naturales dependen en gran medida de las condiciones de contorno así como de las propiedades mecánicas.

Índice

Resumen	IX
Índice	XI
Índice de Tablas	XIII
Índice de Figuras	XV
Notación	XVII
1 Introducción	19
1.1. <i>Introducción</i>	19
1.2. <i>Estado del arte, motivación y objetivos</i>	20
2 Descripción anatómica del fémur	25
2.1. <i>Introducción</i>	25
2.2. <i>Huesos largos</i>	25
2.3. <i>Partes del fémur</i>	26
2.3.1 <i>Epífisis superior</i>	26
2.3.2 <i>Diáfisis</i>	28
2.3.3 <i>Epífisis inferior</i>	29
2.4. <i>Inserciones musculares</i>	29
2.4.1 <i>Inserciones en la epífisis superior</i>	30
2.4.2 <i>Inserciones en la diáfisis</i>	31
2.4.3 <i>Inserciones en la epífisis inferior</i>	33
2.5. <i>Composición interna del fémur</i>	34
2.6. <i>Estructura microscópica del hueso</i>	36
2.7. <i>Pérdida de masa ósea</i>	39
3 Modelo	43
3.1. <i>Introducción</i>	43
3.2. <i>Geometría</i>	43
3.3. <i>Malla de elementos finitos</i>	45
3.4. <i>Propiedades mecánicas de los materiales</i>	47
3.4.1 <i>Propiedades constantes para cada material</i>	47
3.4.2 <i>Propiedades atendiendo a las Hounsfield Units (HU)</i>	48
4 Condiciones de contorno	53
4.1. <i>Introducción</i>	53
4.2. <i>Condiciones libres</i>	53
4.3. <i>Condiciones en la diáfisis</i>	54
4.4. <i>Condiciones en los cóndilos</i>	55

4.5.	<i>Condiciones fisiológicas</i>	56
5	Análisis modal y resultados	59
5.1.	<i>Introducción</i>	59
5.2.	<i>Casos de estudio</i>	59
5.2.1	Condiciones libres	60
5.2.2	Condiciones en la diáfisis	65
5.2.3	Condiciones en los cóndilos	68
5.2.4	Condiciones fisiológicas	72
6	Discusión y conclusiones	75
6.1.	<i>Introducción</i>	75
6.2.	<i>Discusión</i>	75
6.3.	<i>Conclusiones</i>	79
6.4.	<i>Limitaciones del modelo</i>	80
6.5.	<i>Estudios futuros</i>	81
	Referencias	83

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 3.1: Propiedades mecánicas de las distintas partes del fémur ((1) Pastrav et al. 2009; (2) Cutnell et al. 2015).	47
Tabla 3.2: Relación entre HU y la densidad.	49
Tabla 5.1: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades constantes.	60
Tabla 5.2: Comparación de las frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades constantes (Pastrav et al. 2009).	61
Tabla 5.3: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades calculadas a partir de las HU.	62
Tabla 5.4: Comparación de las frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades calculadas a partir de las HU (Campoli et al. 2014).	62
Tabla 5.5: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno en la diáfisis y propiedades constantes.	65
Tabla 5.6: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno en la diáfisis y propiedades calculadas a partir de las HU.	66
Tabla 5.7: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno en los cóndilos y propiedades constantes.	68
Tabla 5.8: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno en los cóndilos y propiedades calculadas a partir de las HU.	69
Tabla 5.9: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno fisiológicas y propiedades constantes.	72
Tabla 5.10: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno fisiológicas y propiedades calculadas a partir de las HU.	72
Tabla 6.1: Resumen de frecuencias naturales y modos de vibración (flexión frontal – amarillo, flexión sagital – verde, torsión – rojo).	76

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1: Montajes y dispositivos necesarios para el análisis modal experimental (Cairns, 2012).	20
Figura 1.2: Análisis de elementos finitos de un fémur.	22
Figura 2.1: Partes del fémur (Herrero Ezquerro, 2003).	26
Figura 2.2: Glúteo mayor, medio y menor (Uhm, 2004).	30
Figura 2.3: Psoasílico (Uhm, 2004).	31
Figura 2.4: Aductores (Uhm, 2004).	32
Figura 2.5: Vistas de las caras anterior y lateral del fémur (Uhm, 2004).	33
Figura 2.6: Estructura interior y exterior del fémur (Marieb, 2004).	36
Figura 2.7: Tipos celulares del tejido óseo (Wiley & Sons, 2007).	37
Figura 2.8: Hueso primario y secundario (http://mural.uv.es/monavi/disco/segundo/histologia/Tema13.pdf).	38
Figura 2.9: Proceso de regeneración ósea en un hueso sano y en un hueso con osteoporosis (http://edant.clarin.com/diario/2004/08/14/thumb/info48.jpg).	39
Figura 2.10: (a) Hueso sano; (b) Hueso con osteoporosis (http://www.espalda.salud.com/s/cc_images/teaserbox_41887492.jpg?t=1435691253).	40
Figura 2.11: Tipos de osteoporosis (Lozano, 2006).	41
Figura 3.1: Geometría en 3D del fémur derecho en MIMICS 10.0®.	44
Figura 3.2: Vista frontal, axial y sagital del fémur en MIMICS 10.0®.	44
Figura 3.3: Malla de elementos tetraédricos del fémur (exterior e interior) en ANSYS ICEM 14.5®.	45
Figura 3.4: Corte del fémur en ANSYS ICEM 14.5®.	46
Figura 3.5: Fémur mallado exportado a MIMICS 10.0®.	48
Figura 3.6: Histograma de las Hounsfield Units en MIMICS 10.0®.	49
Figura 3.7: Propiedades mecánicas del fémur calculadas a partir de las HU en MIMICS 10.0®.	50
Figura 3.8: Fémur mallado con las propiedades mecánicas calculadas mediante las HU en MIMICS 10.0®.	51
Figura 4.1: Condiciones de contorno libres en ANSYS v.14®.	54
Figura 4.2: (a) Condiciones de contorno en la diáfisis (Speirs, 2007); (b) Condiciones de contorno en la diáfisis en ANSYS v.14®.	55
Figura 4.3: (a) Condiciones de contorno en los cóndilos (Speirs, 2007); (b) Condiciones de contorno en los cóndilos en ANSYS v.14®.	56
Figura 4.4: (a) Condiciones de contorno fisiológicas (Speirs, 2007); (b) Condiciones de contorno fisiológicas en ANSYS v.14®.	57
Figura 5.1: Esquema de casos de estudio.	60
Figura 5.2: Comparación de los dos modelos bajo condiciones de contorno libres.	63
Figura 5.3: Modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades constantes (parte superior – plano frontal, parte inferior – plano sagital).	64
Figura 5.4: Comparación de los dos modelos bajo condiciones de contorno en la diáfisis.	66
Figura 5.5: Modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno en la diáfisis y propiedades constantes (parte superior – plano frontal, parte inferior – plano sagital).	67
Figura 5.6: Comparación de los dos modelos bajo condiciones de contorno en los cóndilos.	69
Figura 5.7: Modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno en los cóndilos y propiedades constantes (parte superior – plano frontal, parte inferior – plano sagital).	71
Figura 5.8: Comparación de los dos modelos bajo condiciones de contorno fisiológicas.	73

Figura 5.9: Modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno fisiológicas y propiedades constantes (parte superior – plano frontal, parte inferior – plano sagital).	74
Figura 6.1: Comparación entre las frecuencias naturales bajo condiciones de contorno en la diáfisis y condiciones fisiológicas (propiedades HU).	77
Figura 6.2: Comparación entre las frecuencias naturales bajo condiciones de contorno en los cóndilos y condiciones fisiológicas (propiedades constantes).	78

Notación

E	Módulo de Young
GPa	Giga pascal
HU	Hounsfield Units
Hz	Hertzio
MPa	Mega pascal
ρ	Densidad
ν	Módulo de Poisson

1 INTRODUCCIÓN

1.1. Introducción

La osteoporosis es una enfermedad que afecta a una gran parte de la población mundial mayor de 50 años. En España, 3 millones de personas padecen dicha enfermedad, de las cuales 2,5 millones son mujeres. La osteoporosis está provocada por una pérdida de masa ósea, gradual con el tiempo, que conlleva una disminución de la densidad, la fragilización del hueso y su posible rotura final (Hobecker et al. 2005).

Recientemente se están empleando satisfactoriamente técnicas basadas en análisis vibratorios para determinar propiedades mecánicas de los huesos, para monitorizar fracturas, para cuantificar la estabilidad de implantes dentales y para detectar formas de aflojamiento en prótesis de fémur. Los cirujanos suelen confiar en la experiencia para evaluar el grado de estabilidad de la prótesis, sin embargo un excesivo encaje a presión puede causar la fractura del hueso. Por lo tanto se emplea el análisis vibratorio para evaluar la estabilidad de la prótesis (Pérez & Seral-García et al. 2013).

Las características de las cargas mecánicas, como son la amplitud y la frecuencia, son importantes para regular la regeneración ósea (Zhao et al. 2014). Diversos estudios demuestran que la aplicación de cargas con frecuencias cercanas a la frecuencia natural del hueso favorece la aposición de materia ósea en él. Por lo tanto una posible aplicación para aumentar la masa ósea y prevenir la osteoporosis sería aplicar terapias vibratorias con frecuencias cercanas a la natural (Cardinale et al. 2006). Además se pueden realizar terapias personalizadas para cada sujeto estudiando sus frecuencias naturales particulares. Para ello es importante conocer cómo varían las frecuencias naturales al variar la densidad y la forma del fémur y a partir de ese estudio poder extrapolar los resultados (Campoli et al. 2014).

1.2. Estado del arte, motivación y objetivos

Existen principalmente dos maneras de determinar las frecuencias naturales y los modos de vibración del fémur.

La primera sería mediante un análisis modal experimental que consiste en aplicar una carga en diversos puntos del fémur y medir la aceleración en un punto colocando un acelerómetro. Los datos serán recogidos por un software de adquisición de datos y procesados para, mediante una doble integración, obtener las frecuencias naturales. La principal complejidad de dicho método radica en la necesidad de reproducir lo más fielmente posible las condiciones de contorno deseadas en cada caso. La Figura 1.1 muestra el montaje realizado para el cálculo modal experimental bajo dos condiciones de contorno diferentes. Para las condiciones de contorno libres se suele colocar el fémur encima de una cama de espuma (He J et al. 2001; Maia et al. 1997) (Figura 1.1 (a)) mientras que en la Figura 1.1 (b) se muestra el montaje utilizado para reproducir unas condiciones de contorno en voladizo (Cairns et al. 2012).

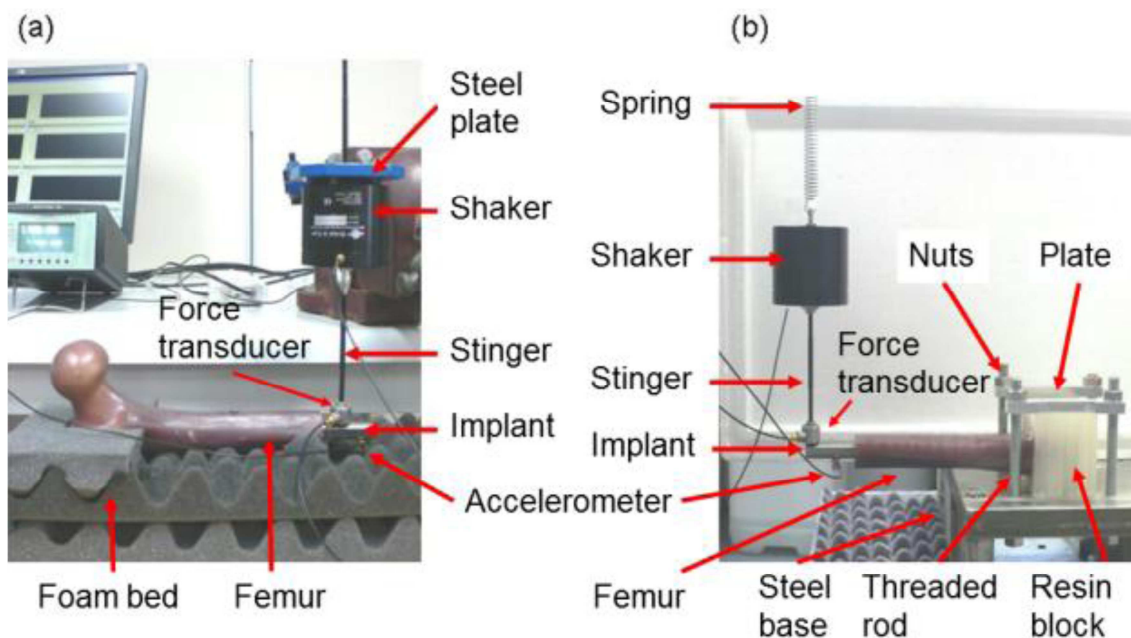


Figura 1.1: Montajes y dispositivos necesarios para el análisis modal experimental (Cairns, 2012).

Los primeros estudios de las características vibratorias del hueso datan de finales del siglo XX (Khalil et al. 1981). En ellos se obtenían las frecuencias naturales y modos de vibración del fémur empleando métodos experimentales y analíticos. Las mediciones experimentales se basaron en el análisis de Fourier de la función de transferencia. Las condiciones de contorno simuladas eran libres (Figura 1.1 (a)), aunque ya en este estudio se plantea cuáles pueden ser las condiciones de contorno que más se asemejen a las reales, concluyendo que deben encontrarse en un punto intermedio entre las condiciones libres y las condiciones en las que se fija un extremo del fémur dejando libre el opuesto.

El segundo método de determinación de las frecuencias naturales y modo de vibración del fémur es el método de los elementos finitos, método que se empleara en el presente estudio y que destaca por su versatilidad. El análisis de elementos finitos (FEA) consta de tres fases principales:

- 1- Pre-procesamiento: consiste en definir la geometría del objeto o sistema deseado de la manera más fiel posible, dividir el objeto en múltiples regiones discretas denominadas elementos y finalmente la aplicación de las cargas y las condiciones de contorno. Además es posible asignar propiedades de diversas características como térmicas o electromagnéticas.
- 2- Solución del análisis: en esta fase el software de elementos finitos (ANSYS, Abaqus, FEMtools, JMAG, MSC.Patran/Nastran) resuelve el sistema de ecuaciones empleando álgebra lineal o no lineal dependiendo del problema. Es posible realizar diferentes tipos de análisis tales como estructural, modal, térmico, de dinámica de fluidos o electromagnético.
- 3- Post-procesamiento: empleando las herramientas de visualización del software se obtienen los resultados deseados tanto de una forma numérica como esquemática (Figura 1.2). Comúnmente suelen representarse desplazamientos o esfuerzos mecánicos aunque el potencial de este software permite el análisis de diversos problemas citados anteriormente.



Figura 1.2: Análisis de elementos finitos de un fémur.

El método de los elementos finitos es un método aproximado cuya exactitud depende de la creación de una geometría que represente fielmente el objeto real y de la discretización en elementos. Para disminuir el error se emplea una malla más refinada, es decir, con mayor número de nodos y elementos (De Weck et al. 2004).

La principal ventaja de dicho método con respecto al análisis modal experimental es la facilidad para simular diversas condiciones de contorno, diferentes condiciones de carga y distintas propiedades mecánicas del fémur.

Relacionados con este método, y apoyados por los avances tecnológicos e informáticos, surgen diversos estudios que estudian diferentes aspectos de las características vibratorias del fémur. Se ha empleado el análisis modal numérico para estudiar el comportamiento de la prótesis de cabeza de fémur y para ello se han calculado las frecuencias naturales suponiendo condiciones de contorno libres y propiedades mecánicas constantes (Pastrav et al. 2009). También se ha estudiado el comportamiento de este tipo de prótesis con otro tipo de condiciones de contorno, en la diáfisis, y asignando las propiedades mecánicas a partir de las Hounsfield Units (HU), método basado en asignar un valor a cada pixel del hueso (mayor cuanto más mineralizado sea) (Pérez & Seral-García et al. 2013). Las condiciones de contorno más utilizadas en los estudios son las libres. Diversas publicaciones las utilizan, ya sea empleando el análisis modal comparando los dos métodos anteriormente citados para

aplicar las propiedades mecánicas (Couteau et al. 1998) o para estudiar la relación que existe entre la densidad del fémur y sus frecuencias naturales (Campoli et al. 2014).

Se observa cómo, a pesar de existir diversos estudios que analicen las frecuencias naturales del fémur para diferentes fines médicos, no existe un convenio claro en cuanto a qué condiciones de contorno utilizar. Para ello, existe un estudio que analiza los desplazamientos de la cabeza femoral y las fuerzas de reacción en las zonas restringidas del hueso ante la aplicación de cargas bajo tres condiciones de contorno diferentes (en la diáfisis, en los cóndilos y fisiológicas), concluyendo que los únicos desplazamientos posibles ocurren bajo las llamadas condiciones de contorno fisiológicas, explicadas con mayor detalle en el capítulo 4 (Speirs et al. 2007).

Aplicando el método de los elementos finitos se pretende alcanzar los siguientes objetivos en el presente estudio:

- Determinación de las frecuencias naturales y modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno libres corroborando así la correcta definición del modelo y las propiedades asignadas (Campoli et al. 2014; Pastrav et al. 2009).
- Comparación de las frecuencias naturales y modos de vibración obtenidos para una misma condición de contorno asignando las propiedades mecánicas del fémur de dos maneras diferentes: propiedades constantes y mediante las Hounsfield Units (HU).
- Análisis comparativo de las frecuencias naturales y modos de vibración simulando diferentes condiciones de contorno propuestas en la bibliografía (Speirs et al. 2007).
- Determinar las frecuencias naturales de las condiciones de contorno más similares a las fisiológicas. De esta manera se pretende conocer las frecuencias de excitación idóneas para, mediante terapias vibratorias con excitaciones cercanas a la frecuencia natural del fémur, favorecer la aposición ósea y por consiguiente prevenir la osteoporosis.

Para alcanzar los objetivos descritos con anterioridad, la estructura del proyecto se detalla a continuación.

En el segundo capítulo se lleva a cabo una descripción de la anatomía del fémur. Se indican las partes en las que se divide así como su composición interna. Seguidamente se presentan los grupos musculares que lo rodean. Para finalizar se comenta la evolución ósea con la edad y el fenómeno de pérdida de masa ósea.

El tercer capítulo recoge el proceso de creación del modelo del fémur que posteriormente es utilizado para el análisis modal así como los programas utilizados para ello. Se comienza generando la geometría. Posteriormente se crea la malla de elementos finitos discretizando la geometría en elementos. Finalmente se cierra este capítulo asignando las propiedades mecánicas al fémur mediante dos métodos distintos en los que se profundizará en el capítulo.

En el siguiente capítulo se tratan las condiciones de contorno que se le aplican al fémur en cada uno de los casos, indicando las diferencias entre ellas, así como su implementación en el modelo de elementos finitos.

En el capítulo quinto se realiza el análisis modal, así como la obtención de las frecuencias naturales y modos en cada uno de los casos de estudio. Se tabulan y grafican los resultados para una mejor interpretación y comparación posterior.

El sexto capítulo recoge la discusión de los resultados obtenidos en el capítulo anterior. En él se comparan las frecuencias obtenidas con cada condición de contorno, se exponen las conclusiones del estudio y se dan respuesta a los objetivos marcados al inicio de este proyecto. Finalmente se indican las limitaciones de dicho modelo. Se finaliza comentando las líneas de estudio futuras a partir de este estudio.

En el último capítulo se recoge la bibliografía empleada como base en este proyecto.

2 DESCRIPCIÓN ANATÓMICA DEL FÉMUR

2.1. Introducción

El capítulo que se va a desarrollar a continuación tiene como objetivo la introducción de la anatomía del fémur, hueso largo sobre el que trata este proyecto. Se comienza explicando brevemente las partes que lo conforman, los grupos musculares que lo rodean y su composición interna. Por último este capítulo recoge las características del proceso de pérdida de masa ósea.

2.2. Huesos largos

El hueso es un órgano duro, firme y resistente que forma parte del endoesqueleto de los vertebrados. Principalmente se compone de tejido óseo y componentes extracelulares calcificados. También están formados por cubiertas de tejido conectivo, vasos, cartílagos, nervios y tejido adiposo y hematopoyético, responsable de la producción de células sanguíneas.

En general se definen huesos largos aquellos constituidos por una parte central o diáfisis y unos extremos o epífisis. Son huesos muy robustos ya que fijan músculos muy poderosos y son los responsables de los movimientos de palanca. Están formados por una capa exterior de hueso cortical y una cavidad interior donde se encuentra la médula ósea. Los extremos contienen hueso esponjoso, de menor densidad que el hueso cortical, y una línea epifisaria que separa la diáfisis de la epífisis.

Los huesos de las extremidades superiores e inferiores son huesos largos exceptuando los huesos del tobillo, de la muñeca y la rótula.

2.3. Partes del fémur

El fémur se encuentra ubicado justo debajo de la cadera y el glúteo y detrás del cuádriceps. Es el hueso más largo de todos los mamíferos y debido a su volumen y constitución es el elemento más fuerte y resistente del esqueleto humano. En promedio su longitud es de 26.74% de la altura de una persona aunque puede variar la proporción dependiendo del género y la raza étnica del ser humano (Feldesman et al. 1990).

En el esqueleto humano existen dos unidades de hueso fémur, uno en cada extremidad inferior. Es un hueso asimétrico, ya que presenta una curvatura en su zona posterior. El fémur presenta una característica particular, el cuello femoral se encuentra en un plano diferente al del eje transversal de los cóndilos, observándose un pequeño ángulo.

2.3.1 Epífisis superior

La epífisis superior o proximal es la parte del fémur que se articula con el hueso coxal. Está formada por la cabeza articular, los trocánteres y el cuello anatómico (Figura 2.1). A continuación se describe cada una de las partes de la epífisis superior con mayor detalle.

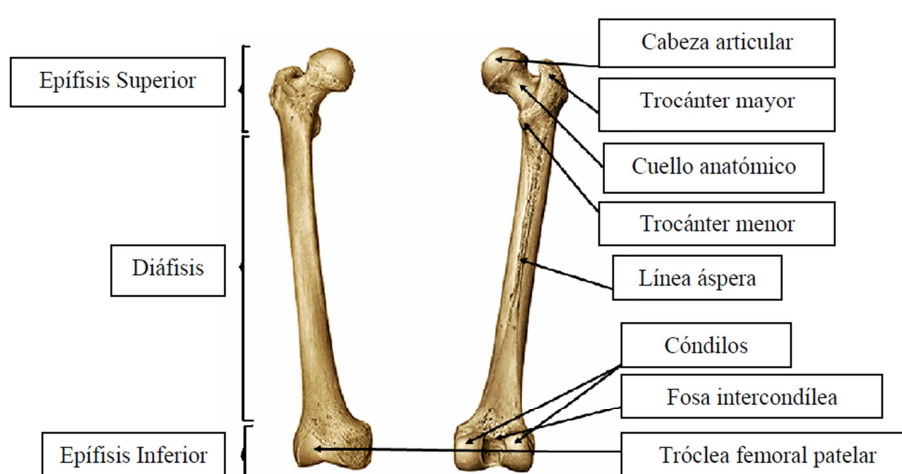


Figura 2.1: Partes del fémur (Herrero Ezquerro, 2003).

- La cabeza articular presenta una forma esférica, lisa y se encuentra recubierta de cartílago articular. Ésta junto con la cavidad cotiloidea del hueso coxal constituyen la articulación coxofemoral. Su función es transmitir el peso corporal al fémur y permitir el giro articular del muslo. La unión entre la cabeza articular y la diáfisis es oblicua (120° en el adulto, mayor en los niños y menor en la mujer) aumentando el riesgo de fractura pero permitiendo un rango de movimiento mayor que si la unión fuese recta. Detrás de su centro se encuentra la fosilla del ligamento redondo, una pequeña depresión rugosa donde se inserta el ligamento redondo de la articulación coxofemoral.
- El cuello anatómico tiene forma de cilindro aplanado y es la zona que une la cabeza articular con los trocánteres. Su cara anterior es plana mientras que su cara posterior es convexa. En el extremo de unión con la cabeza articular presenta un ensanchamiento lleno de orificios vasculares. El extremo que lo une a los trocánteres es muy voluminoso. Existe también otro cuello denominado cuello quirúrgico cuya única función es unir la epífisis superior y la diáfisis.
- El trocánter mayor es una protuberancia cuadrilátera aplanada situada lateral al cuello, ligeramente por debajo de la altura de la cabeza articular y por la zona externa. Presenta dos caras (externa e interna) y cuatro bordes (superior, inferior, anterior y posterior).

La cara externa es atravesada por una línea rugosa llamada cresta del glúteo mediano. Ésta divide la cara externa en dos superficies, la superior donde se observa, in vivo, una bolsa serosa cuya función es facilitar el deslizamiento del tendón del glúteo mediano y la inferior, mucho mayor, donde se encuentra la bolsa serosa del glúteo mayor.

La cara interna presenta una depresión profunda denominada fosa trocanteriana que tiene como función la inserción de los músculos obturadores externo e interno y los músculos géminos superior e inferior.

El borde superior del trocánter mayor presenta una pequeña zonal oval donde se inserta el músculo piramidal. En el borde inferior se encuentra una cresta rugosa donde se localiza la inserción del vasto lateral del cuádriceps. El borde posterior se observa perfectamente marcado por arriba y menos limpio en su parte inferior. Por último, el borde anterior, grueso y de forma rectangular, presta inserción al glúteo menor.

- El trocánter menor es una protuberancia cónica situada en la parte posterior e inferior del cuello anatómico. Se une al trocánter mayor por medio de las líneas intertrocanterianas, de las cuales la anterior va por delante y la posterior, más desarrollada que la primera, por detrás.

2.3.2 Diáfisis

Se denomina diáfisis a la zona del fémur que presenta una forma de prisma triangular, aunque ligeramente cuadrangular en los extremos, y constituye el cuerpo principal de éste. En ella se observan tres caras y tres bordes.

Las tres caras (anterior, externa e interna) son lisas y ligeramente convexas. La cara anterior está cubierta por el cuádriceps y el tensor de la sinovial de la rodilla. Por su parte las caras externa e interna son más anchas por la parte superior que por la inferior, donde terminan en punta cubiertas por los vastos intermedio, lateral y medial.

En relación a los bordes de la diáfisis se observan los tres siguientes: posterior, externo e interno. El borde posterior se encuentra bien definido por una línea gruesa y rugosa denominada línea áspera que separa las caras externa e interna. Dicha línea se divide a su vez en dos zonas. En la zona superior se separa en tres ramas diferentes, la rama externa busca el trocánter mayor y es la más visible, la rama media se aproxima al trocánter menor, mientras que la rama interna se dirige a la parte anterior e inferior del cuello. Por su parte inferior se bifurca en dos líneas, dirigiéndose cada una a un cóndilo y formando un espacio triangular llamado triángulo poplíteo. Por último los bordes externo e interno están muy poco acentuados.

2.3.3 Epífisis inferior

La epífisis inferior o distal es la zona del fémur más cercana a la rodilla y se caracteriza por ser voluminosa y por poseer dos protuberancias articulares llamadas cóndilos. En la zona anterior de los cóndilos se encuentra la tróclea, superficie lisa para la articulación del fémur con la tibia (articulación femorotibial) (Figura 2.1). En la zona superior de la tróclea destaca el hueco supratroclear cuya función es alojar la rótula cuando la pierna está extendida.

En relación a los cóndilos, el cóndilo interno o medial es más grueso y voluminoso que el externo. En las caras medias de ambos cóndilos se insertan los ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla. Las caras anterior, posterior e inferior son articulares. En la parte posterior se encuentra la fosa intercondílea, hueco profundo lleno de orificios vasculares.

2.4. Inserciones musculares

Se conocen como inserciones musculares a aquellos puntos de la anatomía donde se sujetan los músculos, tanto donde empiezan como donde acaban. Posteriormente se presentan las inserciones musculares de los principales grupos musculares que rodean el fémur diferenciando aquellos que se insertan en la epífisis superior, en la diáfisis femoral y en la epífisis inferior.

El presente estudio tiene como objetivo conocer las frecuencias naturales y modos de vibración del fémur bajo las condiciones de contorno que mejor representen el fémur real, sin embargo sólo se tiene en cuenta la influencia de las restricciones de movimiento de ciertas zonas del fémur, obviando el efecto de las fuerzas producidas por los distintos grupos musculares que rodean al hueso. No obstante, este apartado puede servir de gran ayuda para estudios futuros que requieran añadir el efecto de los músculos, así como generar un modelo de fémur que represente al hueso real con mayor fidelidad.

2.4.1 Inserciones en la epífisis superior

A continuación se presentan las principales inserciones musculares presentes en las diferentes zonas del extremo superior del fémur.

- La cabeza articular presenta, por debajo y detrás de su centro, una pequeña depresión rugosa denominada fosilla del ligamento redondo, lugar donde se inserta dicho ligamento. Este ligamento forma parte de la articulación coxofemoral.
- En el trocánter mayor se encuentra una superficie en la que se aloja la bolsa serosa que ayuda al deslizamiento del tendón del glúteo mayor. Encima de ésta se observa una superficie plana más pequeña, ocupada por una bolsa serosa cuya función es favorecer el deslizamiento del tendón del glúteo medio (Figura 2.2). Por su parte el músculo obturador externo, el obturador interno y los dos géminos se insertan en la fosa trocanteriana.

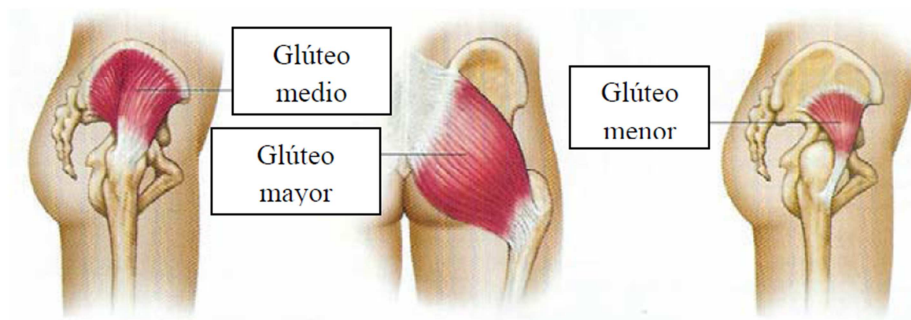


Figura 2.2: Glúteo mayor, medio y menor (Uhm, 2004).

En el borde anterior se observan las rugosidades de la inserción del glúteo menor (Figura 2.2). Las inserciones del vasto externo se fijan en la cresta rugosa que se encuentra en la zona exterior del borde inferior. Por último, en la zona inferior del borde posterior se inserta el músculo cuadrado crural.

- En el trocánter menor se inserta el músculo psoasilíaco (Figura 2.3). La línea intertrocanteriana posterior es el lugar donde se inserta la parte inferior del músculo cuadrado crural, mientras que en la línea intertrocanteriana anterior es donde tiene su inserción el ligamento ilio-femoral.

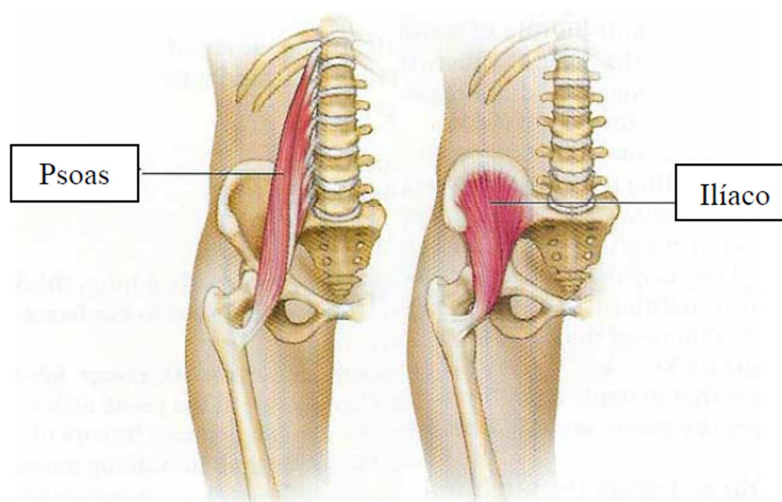


Figura 2.3: Psoasilíaco (Uhm, 2004).

2.4.2 Inserciones en la diáfisis

En la zona superior de la cara anterior de la diáfisis se encuentra la inserción del músculo crural, por encima del subcrural. Dichos músculos, junto con los vastos medio (interno) y lateral (externo) conforman el cuádriceps, cuya función es extender la rodilla y flexionar la cadera. Tanto el vasto externo como el interno tienen su punto de inserción en el labio externo de la línea áspera y en el labio interno de ésta respectivamente (Figura 2.5). En la región intersticial de ésta se inserta la porción corta del bíceps femoral así como los tres músculos aductores.

El aductor corto consta de dos fascículos, el superior se inserta en la trifurcación medial de la línea áspera y el inferior llega hasta la parte más alta del labio medial de la línea áspera. La inserción del músculo aductor largo se encuentra en la parte media del intersticio de la línea áspera. Por último el aductor mayor, el más desarrollado, tiene su inserción en toda la extensión de la línea áspera, en su línea lateral (Figura 2.4). La función de los aductores es la rotación lateral y medial del muslo.

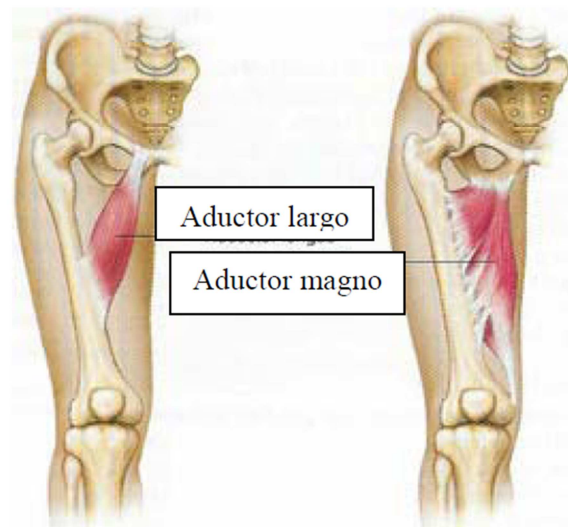


Figura 2.4: Aductores (Uhm, 2004).

En la parte lateral del muslo se sitúa el tensor de la fascia lata cuyo origen se localiza en la cresta ilíaca de la pelvis y su inserción se encuentra en el borde externo de la rótula. La función de éste es la abducción, flexión y rotación del muslo medio. Otro de los músculos que se sitúan en el muslo es el sartorio. Tiene su origen en la espina ilíaca superior y el punto de inserción en la cara medial de la epífisis proximal de la tibia (Figura 2.5).

En la zona superior de la diáfisis, la línea áspera se divide en tres ramas. El glúteo mayor tiene como punto de inserción la rama externa (conocida como cresta del glúteo mayor). El músculo pectíneo, por su parte, se inserta en la rama media (cresta del pectíneo). La rama interna sirve de inserción para el vasto interno del cuádriceps crural (cresta del vasto interno) (Figura 2.5).

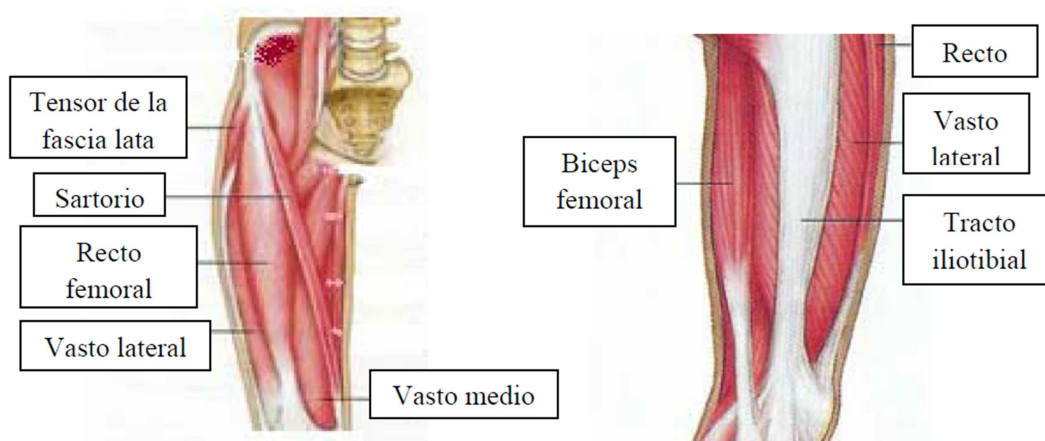


Figura 2.5: Vistas de las caras anterior y lateral del fémur (Uhm, 2004).

2.4.3 Inserciones en la epífisis inferior

La epífisis inferior está constituida por dos protuberancias llamadas cóndilos: cóndilo interno y cóndilo externo. La superficie inferior de dichas protuberancias se denomina tróclea y en ella se articula el fémur con la tibia en la rodilla (articulación femorotibial) (Figura 2.6).

El ligamento lateral interno de la articulación de la rodilla se inserta en la cara lateral del cóndilo interno, en uno de los relieves óseos, la tuberosidad interna. El fascículo inferior del aductor mayor tiene su inserción en el tubérculo del aductor mayor. En la cara lateral del cóndilo interno se inserta además el gemelo interno.

En el cóndilo externo se encuentra la inserción del ligamento lateral externo de la articulación de la rodilla, en la tuberosidad externa. Se inserta además el gemelo externo y el músculo poplíteo, que emerge por debajo de la concavidad del ligamento poplíteo y tiene como función la flexión de la pierna sobre el muslo. En la parte más elevada del cóndilo externo presenta inserción el músculo plantar, responsable de aplicar la fuerza contra el suelo al andar.

Por su parte, los ligamentos cruzados de la articulación de la rodilla se insertan en las caras medias de ambos cóndilos.

2.5. Composición interna del fémur

El material óseo es un material totalmente diferente a los estudiados por la mecánica clásica. Presenta una estructura heterogénea y anisótropa (en el presente estudio vamos a suponer que el hueso es heterogéneo e isótropo (Campoli et al. 2014)). Sus propiedades no sólo varían de una persona a otra, sino que en una misma persona el hueso experimenta cambios en sus propiedades, regenerándose en caso de fractura o debilitándose debido a una enfermedad o la edad (Rincón et al. 2004).

El fémur posee la estructura característica de los huesos largos, constituidos principalmente por: hueso cortical, hueso trabecular, periostio, endostio, medula ósea y cartílago articular (Figura 2.6). Debido a dicha morfología es posible conseguir un material rígido y ligero a la vez.

- El hueso cortical es la capa más dura y resistente del hueso debido principalmente a su baja porosidad (entre 0.05 y 0.1) (Martínez Reina et al. 2006). Esta capa aumenta su grosor a medida que nos acercamos a la zona de la diáfisis mientras que cercano a los extremos (epífisis) se vuelve más delgada. El hueso cortical no se comporta en principio como un material isótropo. Por ejemplo, en la zona central del fémur, la rigidez en la dirección axial es un 50% mayor a la de la dirección transversal (Rincón et al. 2004). El 80% de la estructura ósea humana está constituida por hueso cortical.
- El hueso trabecular o esponjoso es una estructura menos densa y más ligera que el hueso cortical. Presenta una alta porosidad (entre 0.75 y 0.95). La zona esponjosa es más compleja que la cortical debido a la heterogeneidad y anisotropía que presenta. En los adultos, el hueso trabecular de las epífisis y el de la diáfisis se encuentra perfectamente comunicado.

- La línea epifisaria es una zona, constituida por cartílago, que separa la diáfisis de las dos epífisis. Dicha línea es un remanente de un área de cartílago hialino que crece durante la infancia para alargar el hueso. La línea epifisaria se une con la diáfisis mediante unas columnas de hueso esponjoso denominada metáfisis.
- El periostio es la capa más dura y externa del hueso. Rodea al fémur casi en su totalidad, exceptuando las zonas articulares y las inserciones de músculos y tendones. Consta de dos capas: la externa formada por fibras de colágeno y la interna constituida por osteoblastos (células responsables de la consolidación ósea).
- El endostio es una fina membrana que separa el hueso cortical de la cavidad medular. Está formado por una sola capa de células formadoras de hueso.
- La cavidad medular es el espacio cilíndrico situado en el interior de la diáfisis donde se localiza la médula roja (hematopoyética) y amarilla (grasa) (Gómez-Benito et al. 2005). Su función principal es generar las células sanguíneas.
- El cartílago articular es una capa delgada de material cartilaginoso que cubre parte de la epífisis en el lugar de articulación de esta con los huesos adyacentes. Su función es permitir el giro sin fricción entre las superficies óseas por lo que es una zona avascular (sin vasos sanguíneos ni linfáticos). Su capacidad de regeneración es limitada, siendo causante de lesiones conforme aumenta la edad del individuo.

En relación a la resistencia mecánica, la estructura cilíndrica y alargada de la diáfisis es óptima para aguantar los esfuerzos de flexión a los que normalmente está sometido el fémur. La dirección de máxima rigidez coincide con el eje longitudinal del fémur. En la epífisis, las direcciones de las trabéculas del hueso esponjoso coinciden con las definidas por las deformaciones principales. Dicha estructura trabecular permite absorber grandes deformaciones, evitando que las articulaciones sufran esfuerzos elevados que provocan lesiones.

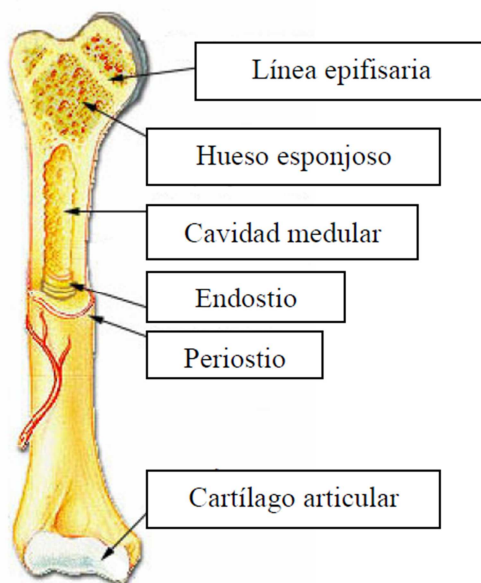


Figura 2.6: Estructura interior y exterior del fémur (Marieb, 2004).

2.6. Estructura microscópica del hueso

El tejido óseo está formado por una matriz extracelular abundante que rodea a las células. Esta matriz está constituida por agua, sales minerales orgánicas y en menor proporción colágeno, otras proteínas y carbohidratos. La composición de dicha matriz varía en función de la edad del individuo o del estado metabólico. Las sales minerales se depositan y cristalizan sobre una estructura formada por las fibras de colágeno de la matriz extracelular favoreciendo el endurecimiento del hueso. Este proceso de calcificación es iniciado por las células formadoras de hueso, los osteoblastos.

En el tejido óseo se distinguen cuatro tipos celulares:

- Las células osteógenas son células madre no especializadas que derivan del mesénquima (tejido del cual proceden todos los tipos de tejido conectivo). Se dividen formando los osteoblastos (Figura 2.7).
- Los osteoblastos son células formadoras de hueso que sintetizan fibras de colágeno y otros compuestos orgánicos necesarios para producir la matriz extracelular de tejido óseo. Cuando quedan atrapados en sus propias secreciones se convierten en osteocitos (Figura 2.7).
- Los osteocitos son células óseas maduras que mantienen su metabolismo a través del intercambio de nutrientes y productos de desecho con la sangre. Éstos no se dividen (Figura 2.7).
- Los osteoclastos son células grandes formadas por la unión de 50 o más monocitos sanguíneos. Se concentran en el endostio y liberan enzimas lisosomales y ácidos que dirigen a las proteínas y componentes minerales de la matriz ósea extracelular. Este proceso es parte del desarrollo, crecimiento, mantenimiento y reparación del hueso (Figura 2.7).

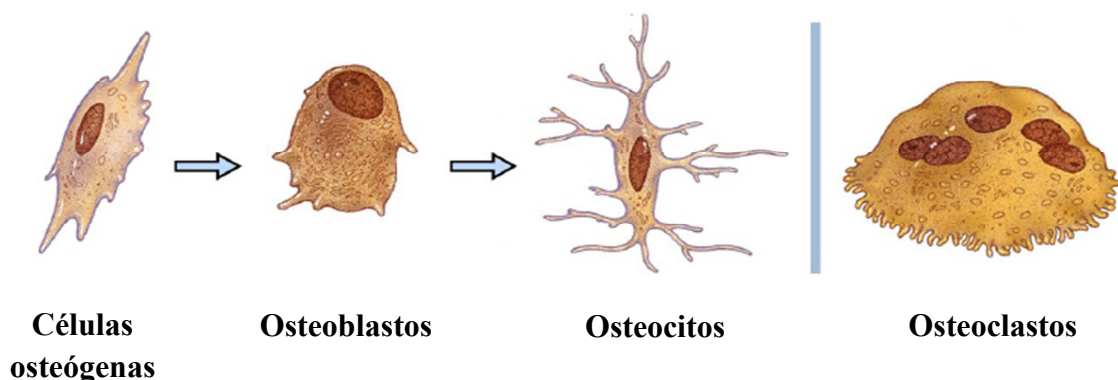


Figura 2.7: Tipos celulares del tejido óseo (Wiley & Sons, 2007).

Las encargadas de dar consistencia a tracción y cierta elasticidad al hueso son las fibras de colágeno. Además sirven de unión entre el hueso cortical y el periostio. Por su parte, las sales minerales constituyen la parte inorgánica de la matriz confiriéndole a ésta su dureza y rigidez. Sin embargo las propiedades mecánicas no solo dependen de los componentes del hueso sino también de su orientación y ordenación. Por ello se puede diferenciar entre hueso inmaduro trenzado o primario y hueso maduro laminar o secundario (Olszta et al. 2007).

En el hueso inmaduro trenzado o primario sus elementos se disponen de forma irregular, formando una malla compleja. Posee osteocitos en abundancia y un contenido mineral menor. Las fibras de colágeno dispuestas de forma irregular se sustituirán posteriormente por otras dispuestas paralelamente, formándose así el hueso maduro laminar o secundario. Las láminas también pueden presentarse de manera concéntrica (Figura 2.8). Contiene osteocitos a intervalos irregulares. Es un hueso más calcificado y fuerte que el primario. El hueso secundario constituye la mayor parte del tejido óseo del esqueleto humano, tanto del hueso cortical como del esponjoso, aunque con diferente disposición de sus elementos (Olszta et al. 2007).

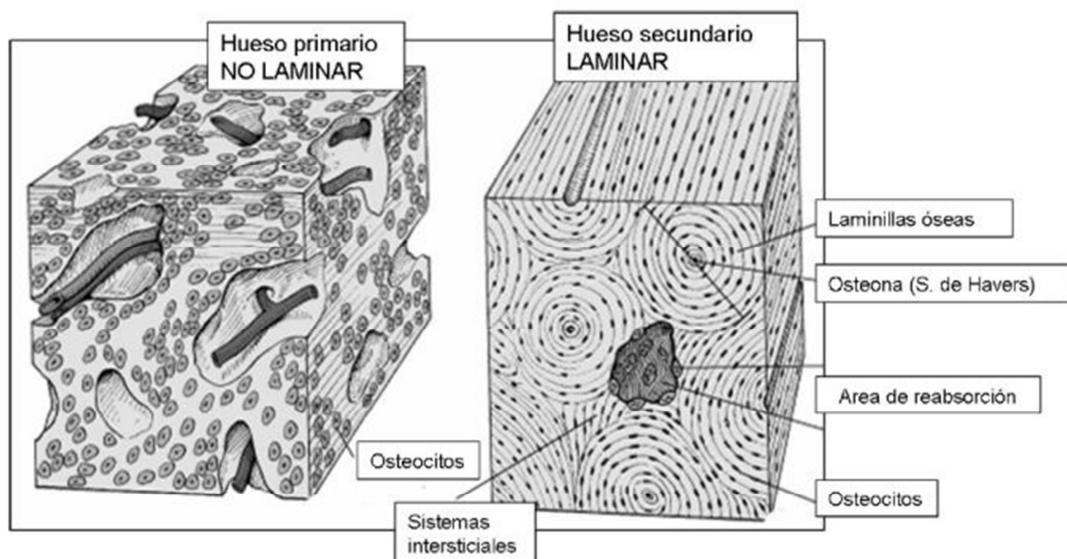


Figura 2.8: Hueso primario y secundario
(<http://mural.uv.es/monavi/disco/segundo/histologia/Tema13.pdf>).

2.7. Pérdida de masa ósea

Entre el nacimiento y la adolescencia se produce mayor cantidad de tejido óseo del que se pierde en el proceso de remodelación. En los adultos jóvenes la velocidad de producción y resorción ósea se igualan. A medida que una persona envejece, que disminuyen los niveles de hormonas sexuales y en especial en las mujeres tras la menopausia, la masa ósea disminuye debido a que la resorción supera a la formación ósea (Figura 2.9).



Figura 2.9: Proceso de regeneración ósea en un hueso sano y en un hueso con osteoporosis (<http://edant.clarin.com/diario/2004/08/14/thumb/info48.jpg>).

El envejecimiento tiene dos efectos sobre el sistema esquelético:

- **Fragilidad ósea.** Se debe a una disminución de la síntesis proteica y de la hormona del crecimiento que disminuye a su vez la producción de colágeno que da resistencia y estabilidad al hueso. Como consecuencia, la mayor parte de la matriz extracelular pasa a estar constituida por minerales inorgánicos.

- Pérdida de masa ósea. Es el resultado de la desmineralización. En la mujer suele aparecer después de los 30 años aunque se produce un aumento significativo a partir de los 50 años como consecuencia de la pérdida de estrógenos. A los 70 años aproximadamente el calcio perdido es del 30%, disminuyendo un 8% cada 10 años. En los hombres la pérdida de calcio comienza a los 60 años disminuyendo un 3% cada 10 años. La pérdida de masa ósea también genera deformidades, dolor, rigidez, disminución de la estatura y pérdida de piezas dentales.

La enfermedad provocada por esta pérdida de masa ósea se conoce como osteoporosis. Literalmente significa “hueso con poros” y hace que los huesos se debiliten y ocurran fracturas inesperadas y súbitas. Generalmente la enfermedad avanza sin síntomas ni dolor produciéndose, sin esperarlo, fracturas óseas.

Los huesos están compuestos de tejidos vivos que crecen. La capa de hueso cortical, más compacto, envuelve al hueso trabecular, hueso poroso que se asimila a una esponja (Figura 2.10 (a)). Cuando el hueso se encuentra debilitado por la osteoporosis, los huecos de la trabécula se hacen más grandes y numerosos, debilitando la estructura interna del hueso (Figura 2.10 (b)).

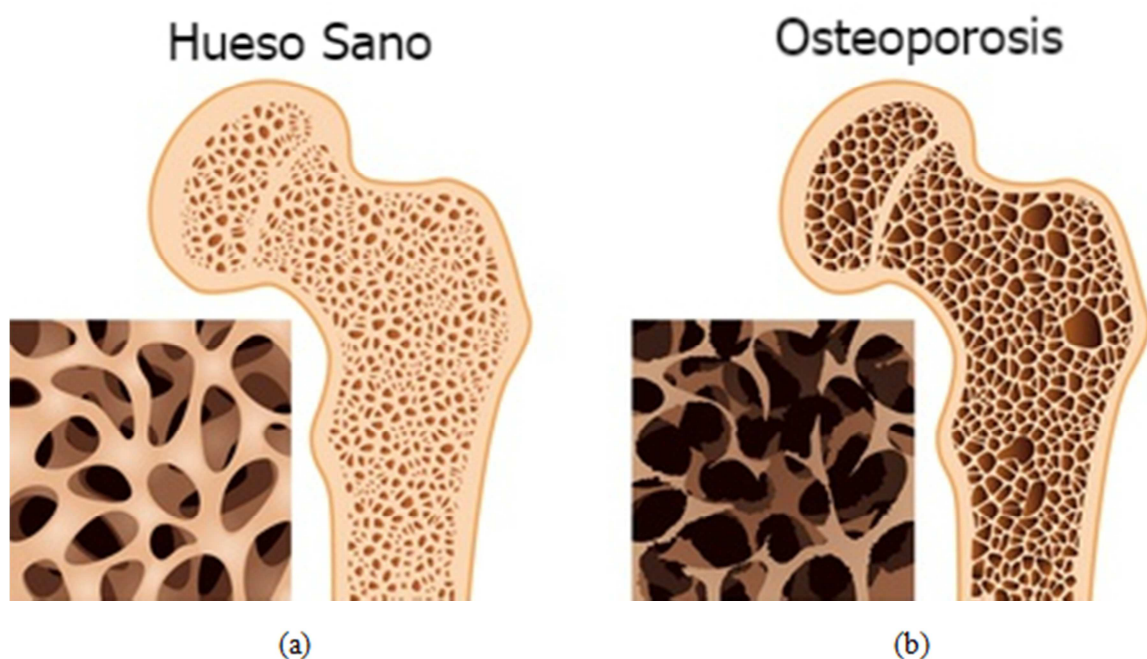


Figura 2.10: (a) Hueso sano; (b) Hueso con osteoporosis
(http://www.espaldasalud.com/s/cc_images/teaserbox_41887492.jpg?t=1435691253).

Existen dos tipos de osteoporosis:

- La osteoporosis tipo 1, también llamada postmenopáusica, se produce fundamentalmente en mujeres entre los 50 y 75 años. Esto se debe a que tras la menopausia disminuye la producción de estrógenos, que sirven como freno a la pérdida de hueso (Figura 2.11).
- La osteoporosis tipo 2, conocida como senil, ocurre a partir de los 70 años y afecta tanto a hombres como a mujeres, siendo sin embargo más acusada en mujeres (Figura 2.11). Afecta tanto al hueso cortical como al trabecular.

	TIPO I	TIPO II
Denominación	Posmenopáusica	Senil
Edad (años)	51-75	> 70
Proporción mujer/varón	6:1	2:1
Tipo de pérdida ósea	Trabecular	Trabecular y cortical
Ritmo de pérdida ósea	Rápido	Lento
Fracturas	Vertebral y radio distal	Vertebral y de cadera
Función paratiroidea	Disminuida	Aumentada
Absorción intestinal de calcio	Disminuida	Disminuida
Hidroxilación renal	Disminuida	Disminuida
Causa fundamental	Menopausia	Envejecimiento

Figura 2.11: Tipos de osteoporosis (Lozano, 2006).

Los factores de riesgo más importantes que influyen en la aparición de la osteoporosis son los siguientes:

- Edad. Al llegar alrededor de los 30 años el hueso alcanza su máxima densidad y fuerza, de ahí en adelante la masa del hueso comienza a disminuir naturalmente con la edad.

- Sexo. Las mujeres tienen cuatro veces más probabilidad que los hombres de sufrir osteoporosis debido, además de a la pérdida de estrógenos anteriormente comentada, a que sus huesos son más finos y ligeros y a que viven más tiempo que los hombres.
- Raza. Algunos estudios han demostrado que las mujeres caucásicas y las asiáticas tienen una mayor probabilidad de sufrir osteoporosis que las mujeres de raza negra.
- Estructura del hueso y peso del cuerpo. Las personas con los huesos más grandes y fuertes tienen menos posibilidad de contraer osteoporosis que las personas con huesos finos y débiles debido a la mayor cantidad de masa ósea que deberían perder para debilitar el hueso hasta su rotura.
- Historial familiar. Uno de los factores más determinantes en la osteoporosis es la herencia genética. Si un antepasado ha sufrido osteoporosis existe mucha probabilidad de que un descendiente sufra la enfermedad.

La osteoporosis representa un problema real para un gran número de personas en el mundo. Multitud de estudios médicos tratan de buscar solución al problema y surgen, de la unión de la medicina y la ingeniería, posibles soluciones. Existen investigaciones que demuestran la relación entre las terapias vibratorias aplicables al fémur y la aposición de masa ósea. Por lo tanto en el presente proyecto se trata de conocer las frecuencias naturales del fémur, sirviendo de base para futuros estudios biomédicos.

3 MODELO

3.1. Introducción

A continuación se describe el proceso de la creación del modelo de fémur, comenzando con la generación de la geometría, el posterior mallado del mismo y finalmente la aplicación de las correspondientes propiedades mecánicas a los distintos materiales en los que se divide el fémur. Este último proceso se realizará de dos maneras distintas: dividiendo el fémur en sus distintas partes, aplicando unas propiedades constantes a cada parte de manera manual (Pastrav et al. 2009); y mediante la escala de grises a través de las Hounsfield Units (HU) (Campoli et al. 2014).

3.2. Geometría

Para comenzar a generar la geometría se ha partido de 664 tomografías axiales computarizadas (TACs) de un varón adulto sano. Utilizando el programa MIMICS 10.0® se ha construido la geometría en 3D del fémur derecho (Figura 3.1).

De forma manual, pero atendiendo a la escala de grises, se ha dividido el fémur en las distintas partes que se van a considerar: la capa externa de hueso más duro (cortical), la parte interna central (cavidad medular) y la zona interna de los extremos inferior y superior (hueso esponjoso) (Figura 3.2). Además se han eliminado las zonas no deseadas para el estudio como la cadera, la tibia o la rótula, dejando únicamente el fémur derecho.

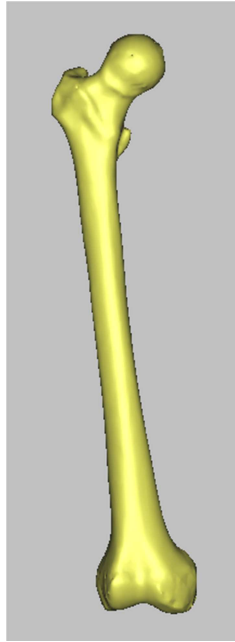


Figura 3.1: Geometría en 3D del fémur derecho en MIMICS 10.0®.

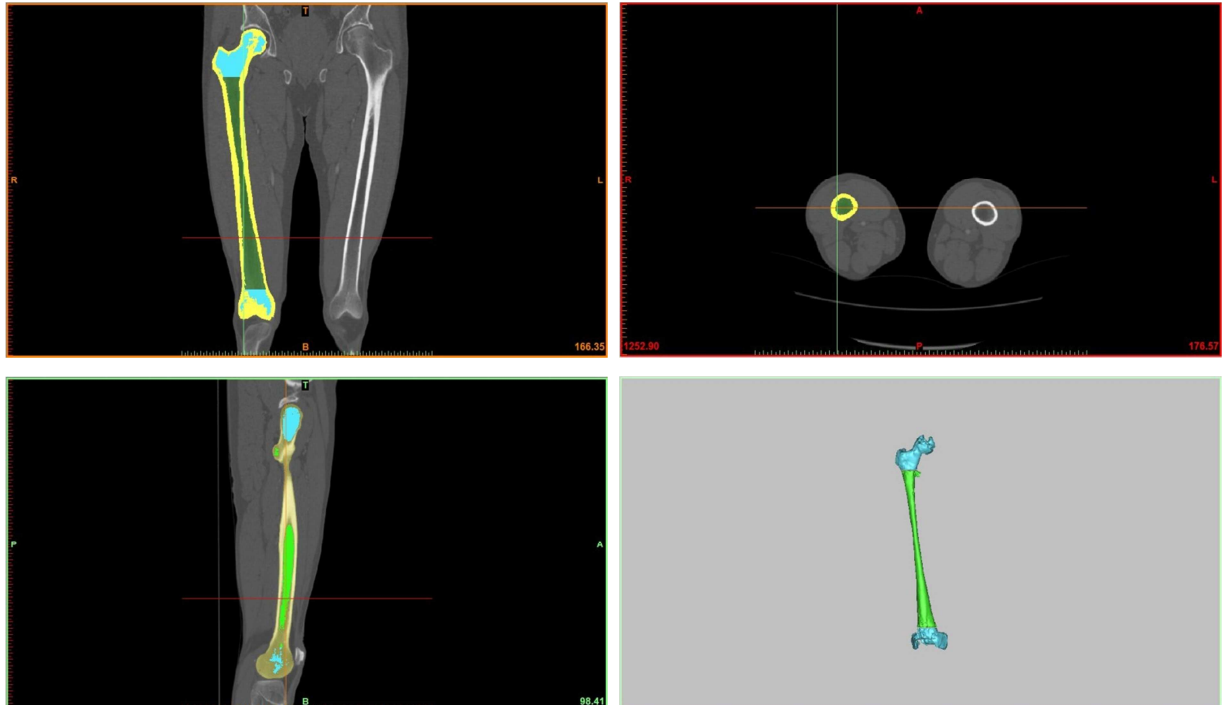


Figura 3.2: Vista frontal, axial y sagital del fémur en MIMICS 10.0®.

3.3. Malla de elementos finitos

Una vez obtenida la geometría, esta es exportada al programa ANSYS ICEM 14.5® para su discretización en elementos. Mediante la modificación de los parámetros de la malla obtenemos una malla de elementos tetraédricos que se adecua de manera correcta a la geometría del fémur (Figura 3.3).

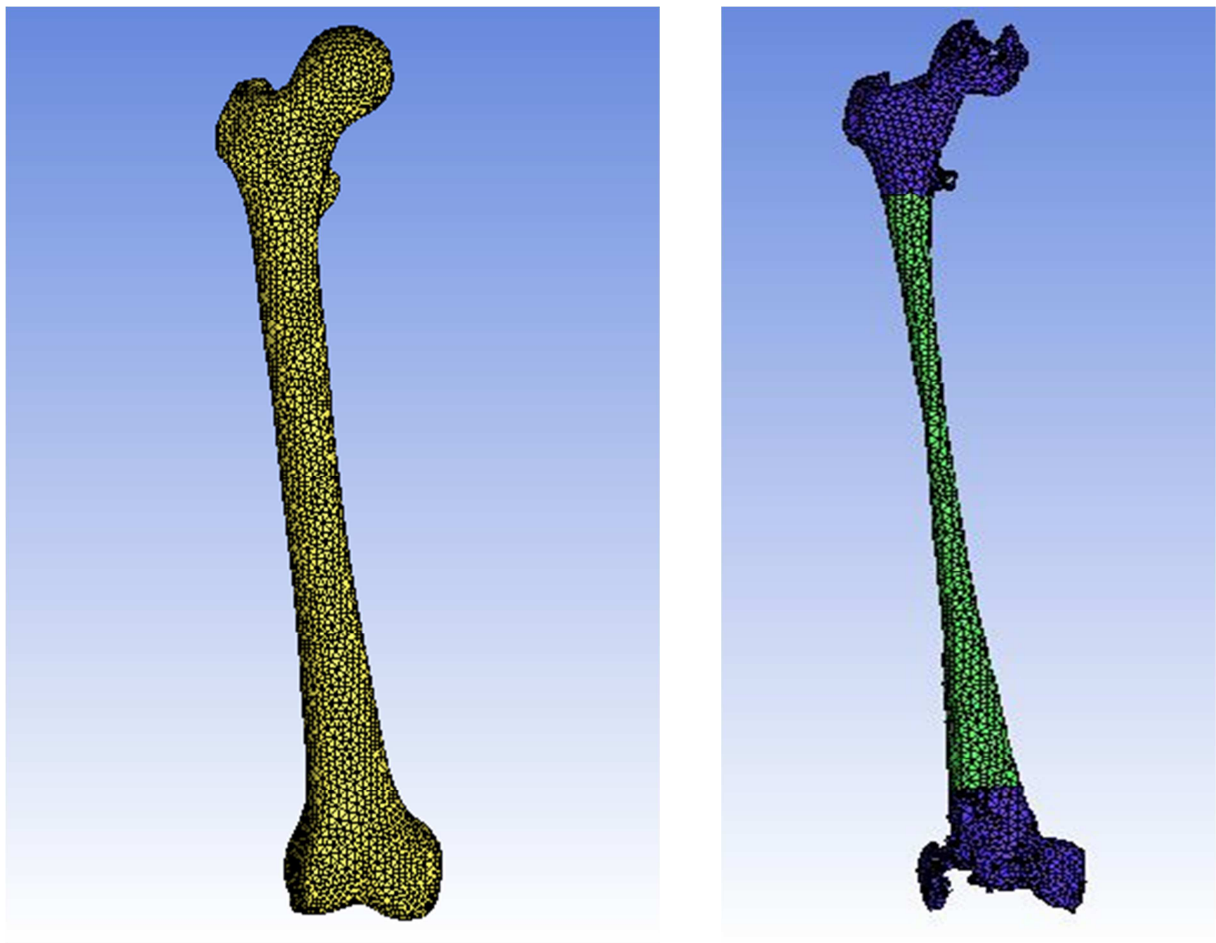


Figura 3.3: Malla de elementos tetraédricos del fémur (exterior e interior) en ANSYS ICEM 14.5®.

El elemento empleado para la malla del fémur es el SOLID185. Dicho elemento se utiliza para el modelado 3D de estructuras sólidas. Se define por ocho nodos que tienen tres grados de libertad en cada uno: translaciones en las direcciones X, Y, Z. El elemento tiene plasticidad, hiperelasticidad, rigidez y gran capacidad de deformación. Además tiene la capacidad de simular las deformaciones de los materiales elastoplásticos y de los materiales hiperelásticos (ANSYS Element Reference). La malla está compuesta de un total de 60227 elementos y 12020 nodos.

Para el estudio de los diferentes casos que se abordan posteriormente es necesario realizar un corte al fémur por la zona de la diáfisis. El corte se realiza en el programa ANSYS ICEM 14.5® a una distancia de 237 mm de la cabeza articular superior (Figura 3.4). Esta distancia es la máxima recomendada en los estudios de oseointegración de las prótesis de fémur (Ward et al. 2005).

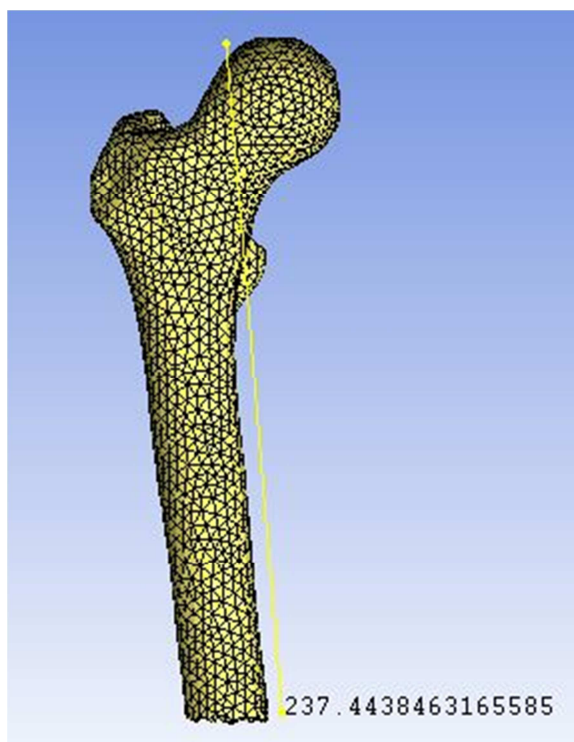


Figura 3.4: Corte del fémur en ANSYS ICEM 14.5®.

3.4. Propiedades mecánicas de los materiales

Posteriormente se ha procedido a la asignación de las propiedades mecánicas (densidad, módulo de Young y módulo de Poisson) a los distintos materiales que forman el fémur. Se han considerado materiales lineales e isotropos (Couteau et al. 1998; Campoli et al. 2014). Como se cita anteriormente este proceso se ha realizado mediante dos métodos diferentes que se exponen a continuación.

3.4.1 Propiedades constantes para cada material

Una vez obtenida la malla de elementos del fémur tanto de su zona externa como interna se le han asignado a cada parte diferentes propiedades mecánicas, suponiendo que es elástico lineal (Campoli et al. 2014), para caracterizar el hueso de la forma más fiel posible al real. Dichas propiedades se le han asignado en el mismo programa ANSYS ICEM 14.5[®] (Tabla 3.1).

Material	Densidad (kg/m ³)	Módulo E (GPa)	Módulo Poisson
Hueso cortical	1800 (1)	13 (1)	0,3 (1)
Médula	1060 (2)	0,001	0
Hueso esponjoso	500 (1)	0,6 (1)	0,12 (1)

Tabla 3.1: Propiedades mecánicas de las distintas partes del fémur ((1) Pastrav et al. 2009; (2) Cutnell et al. 2015).

Se puede observar una gran diferencia en los valores de las propiedades mecánicas del hueso cortical, más duro y denso (Rincón et al. 2004) y los del hueso esponjoso, el cual debido a ser poroso y a que en su interior se encuentra la cavidad medular presenta una menor densidad y un módulo de Young bastante menor. Está demostrado que una pequeña variación en la densidad del tejido óseo altera las propiedades mecánicas, siendo más representativa dicha variación en el hueso cortical que en esponjoso (Currey et al. 1988; Schaffler et al. 1988). Por motivos de errores computacionales no es posible asignar un módulo de Young nulo a la médula, por lo que se ha optado por asignarle un valor muy pequeño en comparación con los del resto de partes del hueso (1 MPa).

3.4.2 Propiedades atendiendo a las Hounsfield Units (HU)

El segundo método para aplicarle propiedades a los materiales del fémur se ha realizado a partir de la escala de grises en el programa MIMICS 10.0®. Para ello una vez creada la malla en ANSYS ICEM 14.5®, se ha creado un único cuerpo mediante la unión del hueso cortical, el hueso esponjoso y la cavidad medular y se ha exportado la malla a MIMICS 10.0® (Figura 3.5).

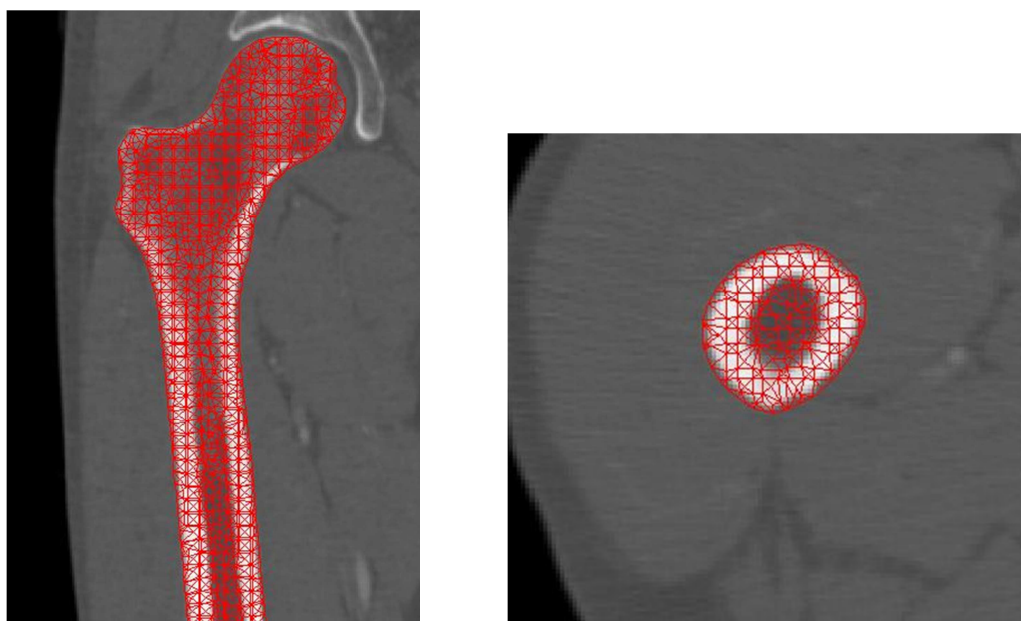


Figura 3.5: Fémur mallado exportado a MIMICS 10.0®.

A continuación se han calculado las propiedades de los materiales atendiendo al valor de las Hounsfield Units. El programa aplica un valor de HU a cada pixel según su escala de grises (un valor mayor cuanto más mineralizado sea) (Figura 3.6). Se han considerado 10 materiales diferentes.

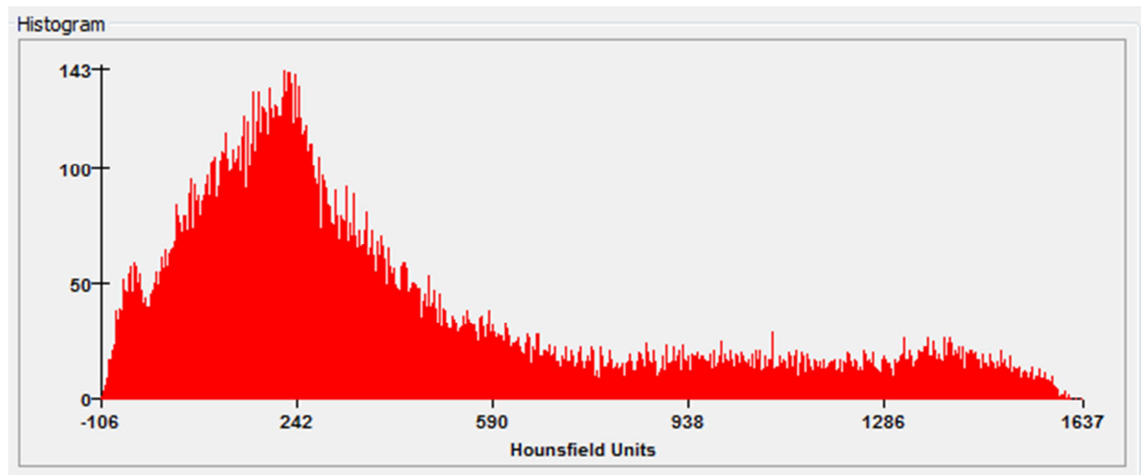


Figura 3.6: Histograma de las Hounsfield Units en MIMICS 10.0®.

Se ha relacionado la densidad con las HU asignando el mínimo valor de HU a la densidad del hueso esponjoso ($0,5 \text{ g/cm}^3$) y el máximo valor de HU a la densidad del hueso cortical ($1,952 \text{ g/cm}^3$) (Campoli et al. 2014). A partir de estos dos puntos se ha calculado la ecuación de la recta $\rho - \text{HU}$ (1).

HU	Densidad (g/cm^3)
0	0,5
1500	1,952

Tabla 3.2: Relación entre HU y la densidad.

$$\rho - 0,5 = \frac{1,952 - 0,5}{1500 - 0} (HU - 0)$$

$$\rho = 0,000968 \times HU + 0,5 \quad (1)$$

Así mismo, una vez obtenida la relación de la densidad con las HU, se ha relacionado el módulo de Young y el módulo de Poisson con la densidad a través de las siguientes ecuaciones:

Si $\rho \leq 1,2 \text{ g/cm}^3$; $E = 2014\rho^{2,5} \text{ (MPa)}$, $\nu = 0,2$

Si $\rho > 1,2 \text{ g/cm}^3$; $E = 1763\rho^{3,2} \text{ (MPa)}$, $\nu = 0,32$

(Beaupre et al. 1990).

Se han introducido en MIMICS 10.0[®] las relaciones anteriores y se han obtenido las propiedades mecánicas de los 10 materiales (Figura 3.7).

Color	Density	E-Modulus	Poisson Coefficient
	0,0004818484817	325000000	0,2
	0,0006505653422	688000000	0,2
	0,0008192822028	1220000000	0,2
	0,0009879990633	1950000000	0,2
	0,001156715924	2900000000	0,2
	0,001325432784	4340000000	0,32
	0,001494149645	6370000000	0,32
	0,001662866506	8970000000	0,32
	0,001831583366	1,22e+010	0,32
	0,002000300227	1,62e+010	0,32

Figura 3.7: Propiedades mecánicas del fémur calculadas a partir de las HU en MIMICS 10.0[®].

Cabe destacar que para obtener los resultados correctos en el análisis de elementos finitos es necesario asegurar la consistencia dimensional y por tanto, dado que el modelo creado tiene unidades de mm, se debe introducir el módulo de Young en Pa y la densidad en kg/cm^3 . Dichas unidades varían dependiendo de las unidades de nuestra geometría.

A continuación se aplican dichas propiedades anteriormente calculadas a nuestro fémur obteniéndose así una malla de elementos en la que cada elemento tiene las propiedades mecánicas del material al que corresponda (Figura 3.8).

Una vez generada la geometría, creada la malla de elementos finitos y asignadas las propiedades mecánicas a los distintos materiales se ha concluido el proceso de creación del modelo de fémur.

A continuación se exportan los modelos de ANSYS ICEM 14.5[®] y MIMICS 10.0[®] respectivamente a ANSYS v.14[®] donde se aplicarán las condiciones de contorno y se realizará el análisis modal.

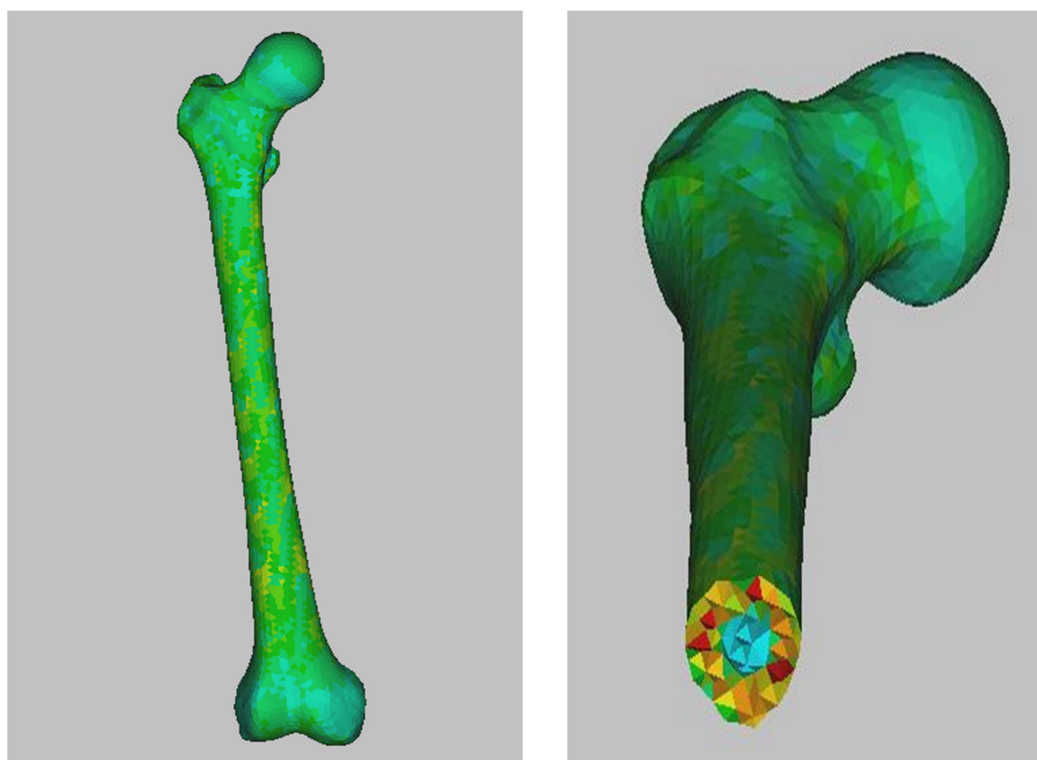


Figura 3.8: Fémur mallado con las propiedades mecánicas calculadas mediante las HU en MIMICS 10.0[®].

4 CONDICIONES DE CONTORNO

4.1. Introducción

En el presente capítulo se presentan las diferentes condiciones de contorno aplicadas, en el análisis modal del fémur, utilizadas en multitud de estudios relacionados explicados con mayor detalle en el apartado 1.2 (Campoli et al. 2014; Speirs et al. 2007; Pastrav et al. 2009; Couteau et al. 1998; Pérez & Seral-García et al. 2013). Se implementarán en ANSYS v.14[®] dichas condiciones de contorno: condiciones libres (free-free), condiciones en la diáfisis (diaphysis), condiciones en los cóndilos (condyles) y condiciones fisiológicas (joint) (Speirs et al. 2007). Las condiciones de contorno son un punto crítico a cuidar en todo análisis ya que cualquier pequeño cambio en ellas provocan resultados muy distintos en el estudio (Boccaccio et al. 2006).

4.2. Condiciones libres

En este caso no es necesario aplicar ninguna condición en el contorno del fémur, es decir, se deja libre (Figura 4.1). El propósito fundamental de este ensayo es verificar nuestro modelo numérico de fémur tomando como referencia dos estudios de veracidad contrastada (Campoli et al. 2014; Pastrav et al. 2009). En primer lugar, se corrobora que las propiedades mecánicas aplicadas en el apartado 3.4.1 son correctas y representan con la mayor fidelidad posible los materiales consituyentes del hueso (Pastrav et al. 2009). Por su parte, se verifican las leyes utilizadas en el apartado 3.4.2 para asignarle al fémur las propiedades mecánicas a partir de las Hounsfield Units (HU) (Campoli et al. 2014).

Las condiciones de contorno libres son las más utilizadas tanto en análisis modal experimental (Khalil et al. 1981; Couteau et al. 1998) como en análisis modal numérico (Campoli et al. 2014; Pastrav et al. 2009; Couteau et al. 1998) debido a su fácil reproducción a nivel de laboratorio y a la sencillez de su implementación en los programas de elementos finitos.

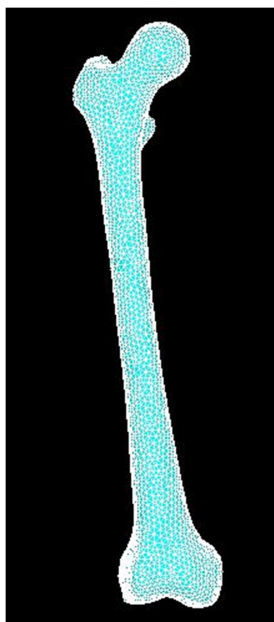


Figura 4.1: Condiciones de contorno libres en ANSYS v.14®.

4.3. Condiciones en la diáfisis

Para la aplicación de las condiciones de contorno en la diáfisis empleamos el fémur al que se le realizó un corte en el apartado 3.3 a una distancia de 237 mm de la cabeza articular superior (Ward et al. 2005). Se restringen los tres desplazamientos en los nodos de la zona de la diáfisis donde se ha realizado el corte (Pérez & Seral-García et al. 2013). Se seleccionan nodos tanto de la zona cortical como del interior del fémur para garantizar el desplazamiento nulo de la superficie de corte y obtener unos modos de vibración correctos (Figura 4.2). Al dejar libre de restricciones toda la parte superior al corte, los desplazamientos de la cabeza articular serán considerables (Speirs et al. 2007).

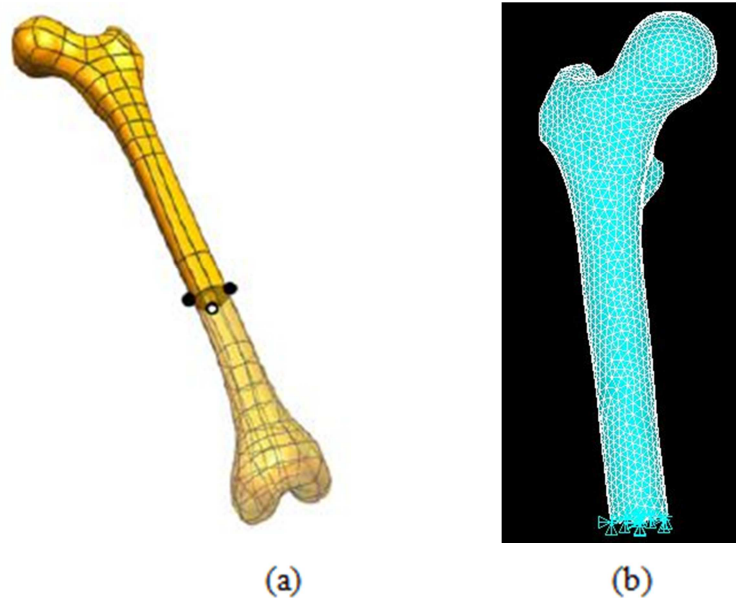


Figura 4.2: (a) Condiciones de contorno en la diáfisis (Speirs, 2007); (b) Condiciones de contorno en la diáfisis en ANSYS v.14[®].

4.4. Condiciones en los cóndilos

La implementación de las condiciones de contorno en los cóndilos se realiza restringiendo todos los desplazamientos de los nodos de la zona inferior de los cóndilos, donde se ubica el cartílago articular (Figura 4.3). Debido a que la longitud de fémur libre de restricciones es mayor que en las condiciones en la diáfisis, los desplazamientos de la cabeza articular serán mayores en esta configuración, siendo estas condiciones de contorno poco adecuadas para representar al fémur real (Speirs et al. 2007).

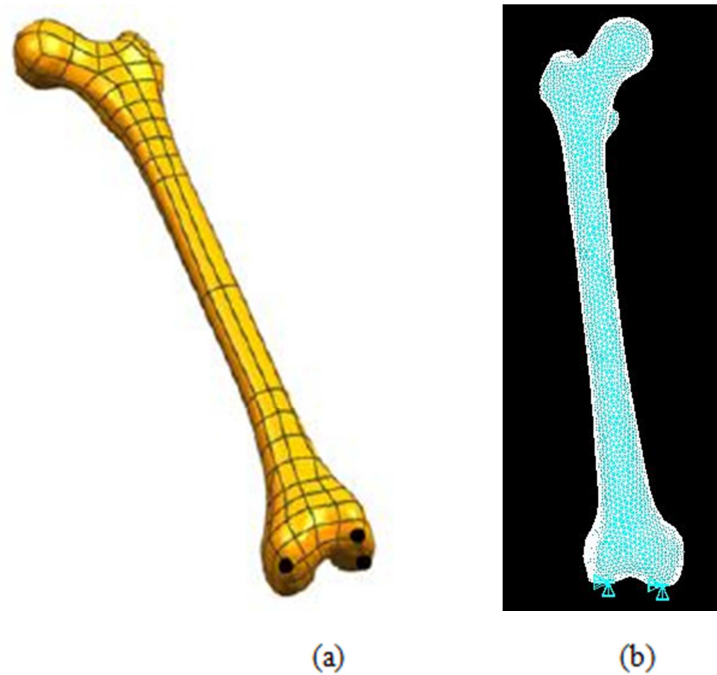


Figura 4.3: (a) Condiciones de contorno en los cóndilos (Speirs, 2007); (b) Condiciones de contorno en lo cóndilos en ANSYS v.14[®].

4.5. Condiciones fisiológicas

Se denominan así las restricciones que permiten reproducir de la manera más similar posible las condiciones de contorno reales del fémur humano. Dichas condiciones son las elegidas como las que mejor representan el fémur basándose en un estudio de los desplazamientos de la cabeza articular (Speirs et al. 2007). En dicho estudio se concluye argumentando que tanto en las condiciones de contorno en la diáfisis como en las condiciones en los cóndilos, los desplazamientos sufridos por el extremo superior del fémur no son fisiológicos, es decir, no son posibles sin que el hueso sufra una rotura. Además las fuerzas de reacción en los nodos restringidos son menores en las condiciones fisiológicas debido a que las fuerzas y momentos que se producen en esta configuración están equilibrados (Speirs et al. 2007).

Por lo tanto, aunque en el presente estudio analicemos las frecuencias naturales y modos de vibración del fémur bajo todas las condiciones de contorno expuestas anteriormente, se les dará más importancia a los datos obtenidos bajo las fisiológicas y servirán como base para la comparación de las demás (diáfisis y cóndilos).

Para implementar dichas condiciones, en primer lugar se restringen todos los desplazamientos de un nodo ubicado en la zona intercondilar, en la articulación del fémur con la tibia. Posteriormente se restringen dos desplazamientos de un nodo de la cabeza articular de tal manera que el único movimiento permitido sea un desplazamiento sobre la línea que une dicho nodo con el nodo intercondilar. Finalmente se restringen los desplazamientos de un nodo localizado en la cara externa de un cóndilo para evitar así giros del fémur como sólido rígido (Figura 4.4).

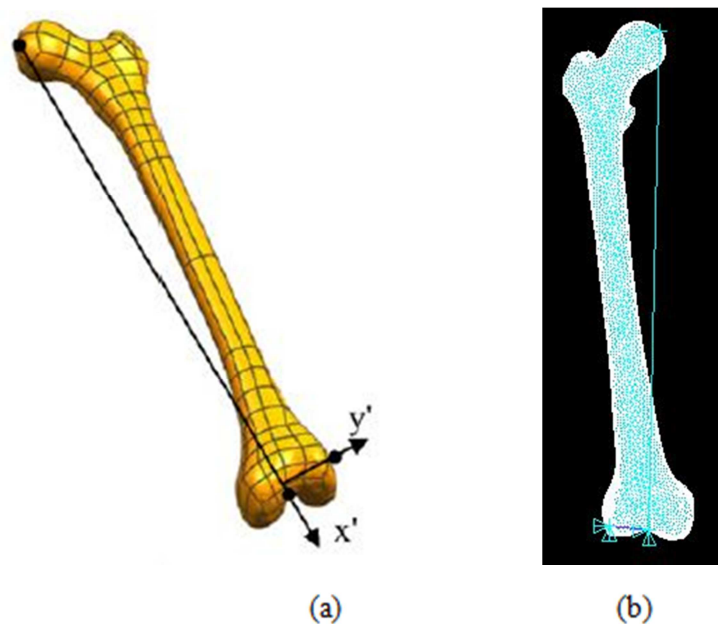


Figura 4.4: (a) Condiciones de contorno fisiológicas (Speirs, 2007); (b) Condiciones de contorno fisiológicas en ANSYS v.14[®].

5 ANÁLISIS MODAL Y RESULTADOS

5.1. Introducción

Una vez creado el modelo numérico, asignadas las propiedades mecánicas y aplicadas las condiciones de contorno, en el presente capítulo se aborda el análisis modal del modelo de fémur creado en los capítulos anteriores, bajo las condiciones de contorno descritas en el apartado 4. Se describen los distintos casos de estudio y los resultados obtenidos en cada uno de ellos. El análisis modal numérico se realiza en ANSYS v.14[®] en el que obtenemos tanto las frecuencias naturales como los modos de vibración del fémur. Dichos resultados son discutidos y comparados en el capítulo 6.

5.2. Casos de estudio

A continuación se muestra de forma esquemática el conjunto de casos estudiados en el presente proyecto (Figura 5.1). En el cuadro se recogen las diferentes condiciones de contorno aplicadas (libres, diáfisis, cóndilos y fisiológicas) y para cada configuración se estudian las frecuencias naturales del fémur con propiedades constantes (Pastrav et al. 2009) y del modelo cuyas propiedades han sido calculadas a partir de las Hounsfield Units (HU) en el apartado 3.4.2 (Campoli et al. 2014). De tal manera que obtenemos 8 conjuntos de frecuencias naturales que son objeto de comparación en el capítulo 6. En los siguientes subapartados se describe en mayor detalle cada caso concreto y sus resultados.

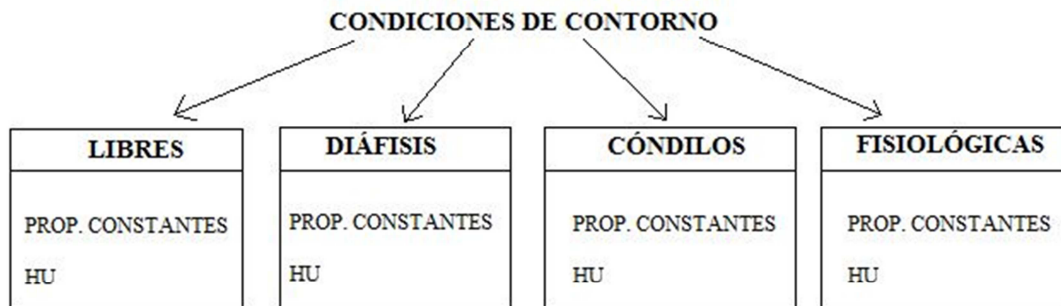


Figura 5.1: Esquema de casos de estudio.

5.2.1 Condiciones libres

❖ Propiedades constantes

A continuación se realiza el análisis modal del fémur bajo condiciones de contorno libres. En primer lugar se estudia el modelo cuyas propiedades mecánicas han sido asignadas de forma constante atendiendo a los datos obtenidos de diversos estudios (apartado 3.4.1).

Frecuencias naturales	Hz
1	271
2	310
3	660
4	790
5	814

Tabla 5.1: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades constantes.

Existe un estudio previo que utilizando el análisis modal numérico para conocer el comportamiento de las prótesis de la cabeza del fémur, calcula las cinco primeras frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades constantes (Pastrav et al. 2009). Como ya se explicó en el apartado 3.4.1, nos basamos en dichas propiedades mecánicas para aplicarlas a nuestro modelo. De esta manera, obtenidas las frecuencias naturales mostradas en la Tabla 5.1, podemos compararla con las obtenidas en el estudio citado y corroborar así la correcta aplicación de las propiedades en nuestro modelo (Tabla 5.2).

Frecuencias naturales	Hz	Pastrav	Error (%)
1	271	264	2,7
2	310	277	11,9
3	660	646	2,2
4	790	782	1,0
5	814	820	0,7

Tabla 5.2: Comparación de las frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades constantes (Pastrav et al. 2009).

Se ha calculado además el error relativo entre cada pareja de frecuencias observándose resultados muy similares en las cinco frecuencias, existiendo una diferencia mayor en la segunda frecuencia. Estas pequeñas diferencias pueden deberse a las variaciones entre las geometrías de nuestro modelo y el generado en el estudio (Pastrav et al. 2009). Por lo tanto los resultados obtenidos verifican el modelo de fémur creado y la aplicación correcta de las propiedades constantes. La veracidad de los datos obtenidos permite analizar las siguientes condiciones de contorno con un modelo de garantía.

❖ Hounsfield Units (HU)

Posteriormente se estudia el modelo cuyas propiedades mecánicas han sido asignadas a partir de las Hounsfield Units (HU) (apartado 3.4.2) obteniendo los siguientes resultados (Tabla 5.3).

Frecuencias naturales	Hz
1	245
2	274
3	567
4	703
5	760

Tabla 5.3: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades calculadas a partir de las HU.

En este caso nos basamos en un estudio reciente que trata de analizar la relación entre las frecuencias naturales y la densidad del fémur (Campoli et al. 2014). En dicho estudio se calculan las frecuencias naturales bajo condiciones de contorno libres y propiedades calculadas a partir de las HU, por lo tanto es posible comparar los resultados obtenidos en la Tabla 5.3 con los calculados en el mencionado estudio (Tabla 5.4).

Frecuencias naturales	Hz	Campoli	Error (%)
1	245	238	2,9
2	274	261	5,0
3	567	558	1,6
4	703	742	5,3
5	760	782	2,8

Tabla 5.4: Comparación de las frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades calculadas a partir de las HU (Campoli et al. 2014).

Una vez obtenidos y comparados los resultados, queda de manifiesto la validez de nuestro modelo de fémur al que se le han aplicado las propiedades mecánicas basadas en las HU, así como las leyes y ecuaciones empleadas para ello (apartado 3.4.2).

Seguidamente se analiza la similitud que existe entre nuestros dos modelos, comparando sus cinco primeras frecuencias naturales (Figura 5.2). Se observa la diferencia en las frecuencias naturales debido a la distinta manera de aplicar las propiedades mecánicas (apartados 3.4.1 y 3.4.2). Por lo tanto se demuestra que al variar las propiedades del fémur, y en particular la densidad, las frecuencias naturales cambian (Campoli et al. 2014).

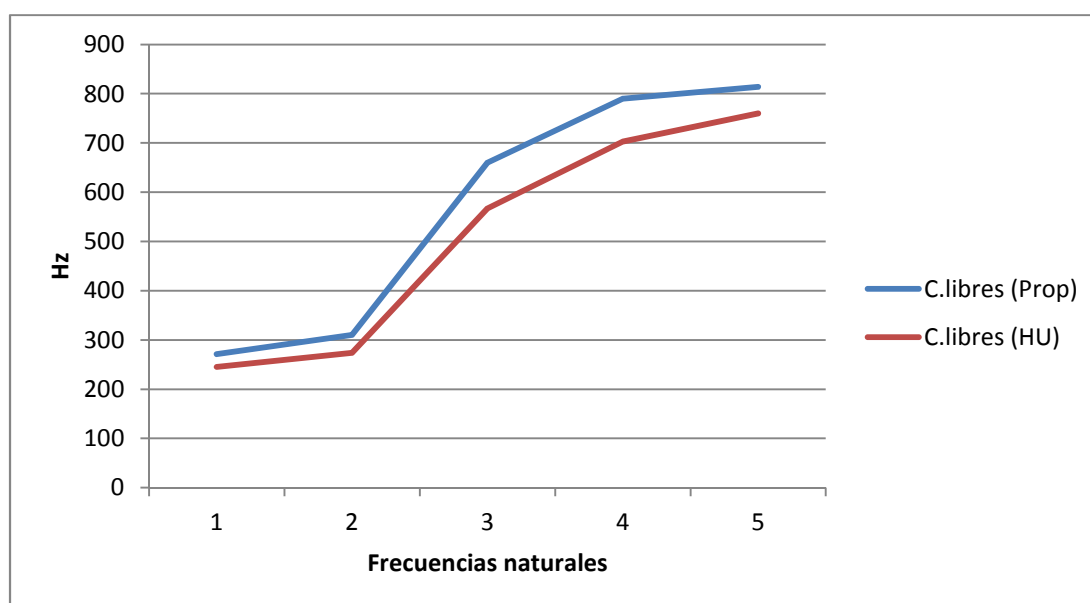


Figura 5.2: Comparación de los dos modelos bajo condiciones de contorno libres.

Finalmente se calculan los modos de vibración asociados a las frecuencias naturales calculadas con anterioridad, representando sus deformadas en ANSYS v.14[®]. Pese a las diferencias entre los dos modelos en cuanto a sus frecuencias naturales, los modos de vibración de ambos bajo condiciones libres son muy similares. Por lo tanto se representan los modos de vibración del modelo de propiedades constantes (Figura 5.3).

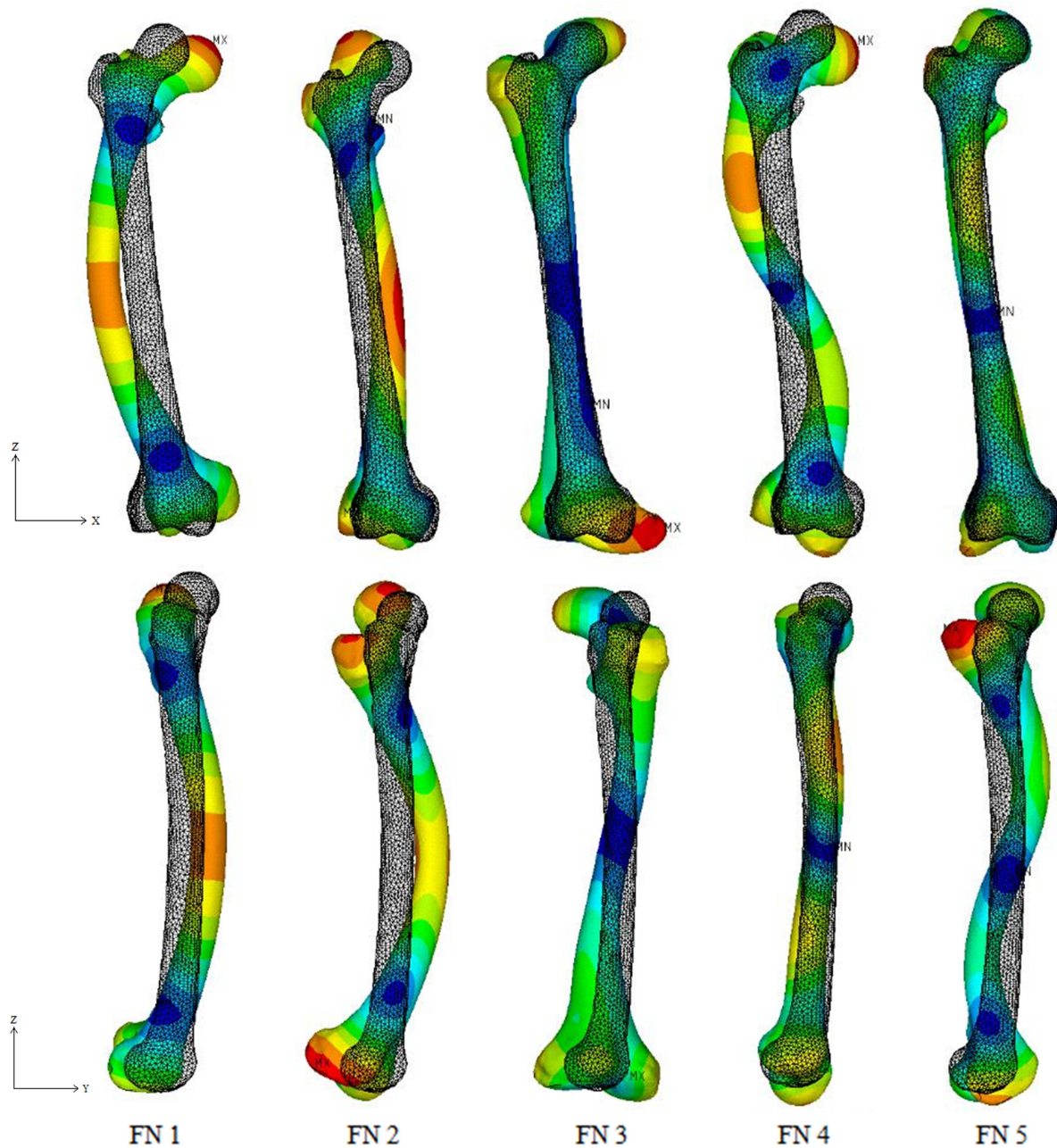


Figura 5.3: Modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno libres y propiedades constantes (parte superior – plano frontal, parte inferior – plano sagital).

Entre los 5 primeros modos de vibración se observan 4 modos de flexión y un modo de torsión. El motivo por el que sólo analizamos los cinco primeros modos radica en las diferencias que se producen en las frecuencias naturales a partir de la sexta frecuencia, apareciendo modos de vibración combinados de flexión y torsión. Esto provoca una gran dificultad para diferenciarlos y no aporta ningún dato representativo en el estudio.

El primer modo es de flexión en el plano frontal con una ligera flexión en el plano sagital donde la flecha máxima se produce alrededor del centro del fémur, en la diáfisis. Por su parte, el segundo modo es de flexión en el plano sagital con una pequeña flexión en el frontal. El tercer modo es un modo de torsión con el eje longitudinal del fémur como eje de giro. El cuarto modo es de flexión pura en el plano frontal aunque, a diferencia del primero, la flecha máximas se producen entre el centro de la diáfisis y los extremos del fémur, vibrando con deformadas en forma de “S”. El quinto y último modo estudiado es una flexión pura en el plano sagital, cuya diferencia con el segundo modo es la misma comentada entre el primer y cuarto modo de vibración (Figura 5.3).

5.2.2 Condiciones en la diáfisis

❖ Propiedades constantes

En el presente apartado se aborda el análisis modal del modelo de fémur, al que se le ha realizado un corte en la zona media de la diáfisis (apartado 3.3), sometido a las condiciones de contorno que fijan dicha superficie de corte. En primer lugar, siguiendo la misma metodología que en el apartado anterior, se estudia el modelo con propiedades constantes. Se calculan las cinco primeras frecuencias naturales correspondientes a dicha configuración en ANSYS v.14[®] (Tabla 5.5).

Frecuencias naturales	Hz
1	111
2	122
3	592
4	826
5	887

Tabla 5.5: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno en la diáfisis y propiedades constantes.

❖ Hounsfield Units (HU)

Posteriormente se calculan las frecuencias naturales para el modelo de fémur bajo condiciones de contorno en la diáfisis cuyas propiedades han sido calculadas a partir de las HU (Tabla 5.6).

Frecuencias naturales	Hz
1	108
2	119
3	531
4	738
5	861

Tabla 5.6: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno en la diáfisis y propiedades calculadas a partir de las HU.

A continuación se comparan las frecuencias naturales de ambos modelos (Figura 5.4). Se observa la gran similitud existente entre las dos primeras frecuencias y una cierta diferencia mayor en la tercera y cuarta.

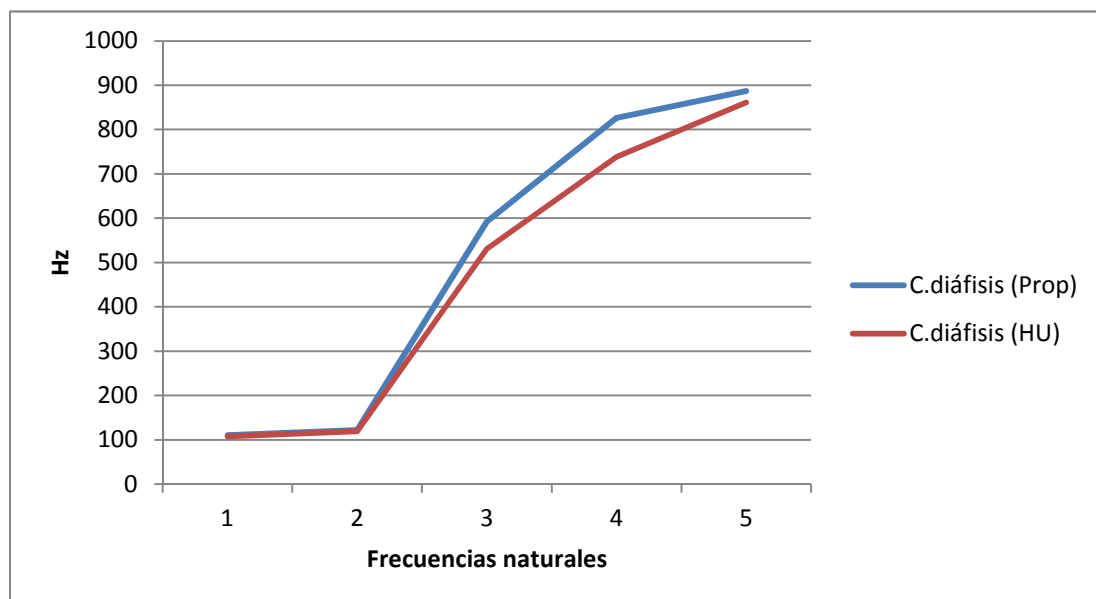


Figura 5.4: Comparación de los dos modelos bajo condiciones de contorno en la diáfisis.

Por último se representan los cinco primeros modos de vibración bajo condiciones de contorno en la diáfisis en ANSYS v.14[®] (Figura 5.5). Al igual que lo ocurrido con el caso de condiciones libres, aunque existan diferencias entre las frecuencias de ambos modelos, los modos de vibración asociados a cada frecuencia natural coinciden.

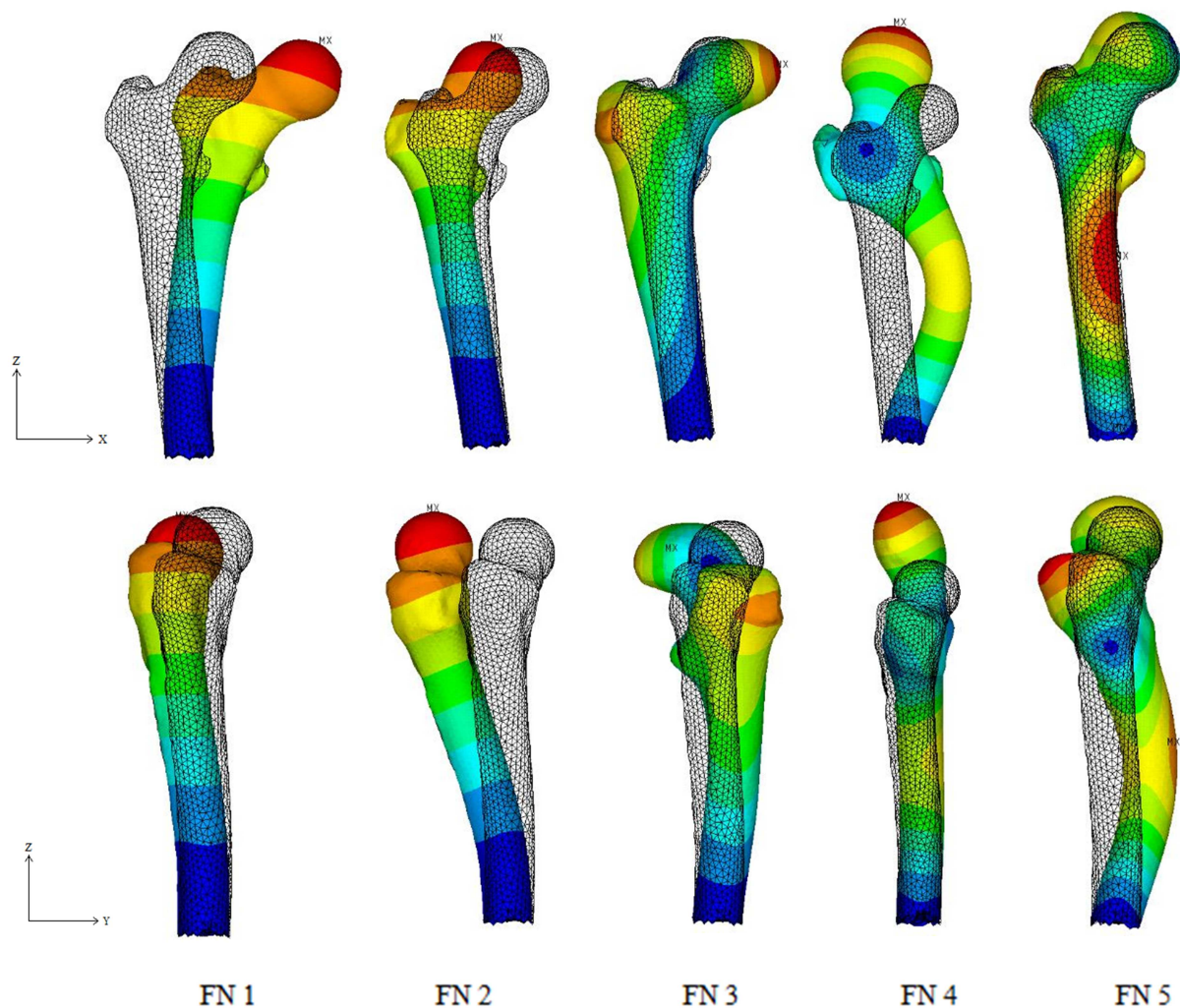


Figura 5.5: Modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno en la diáfisis y propiedades constantes (parte superior – plano frontal, parte inferior – plano sagital).

El primer modo es de flexión en el plano frontal con una ligera flexión en el plano sagital. El segundo modo es de flexión en el plano sagital con una pequeña flexión en el frontal. Por su parte, el tercer modo se trata de un modo de torsión con el eje longitudinal del fémur como eje de giro. El cuarto modo es de flexión pura en el plano frontal. El quinto y último modo estudiado es una flexión pura en el plano sagital. Los cinco primeros modos se asemejan a los obtenidos bajo condiciones de contorno libres, con la diferencia que en este caso el modelo de fémur empleado es aproximadamente la mitad que en el primero. Debido a la diferencia de longitud, las frecuencias naturales de uno y otro difieren.

5.2.3 Condiciones en los cóndilos

❖ Propiedades constantes

Este apartado incluye el cálculo de las frecuencias naturales y los modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno que restringen el movimiento de los cóndilos por su parte inferior. Análogamente a los casos anteriores, dicho análisis se realiza en ANSYS v.14[®], comenzando por el fémur con propiedades constantes (Tabla 5.7).

Frecuencias naturales	Hz
1	276
2	398
3	468
4	775
5	803

Tabla 5.7: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno en los cóndilos y propiedades constantes.

❖ Hounsfield Units (HU)

A continuación se calculan las frecuencias naturales para el modelo de fémur bajo condiciones de contorno en los cóndilos cuyas propiedades han sido calculadas basándonos en las HU (Tabla 5.8).

Frecuencias naturales	Hz
1	222
2	283
3	378
4	643
5	716

Tabla 5.8: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno en los cóndilos y propiedades calculadas a partir de las HU.

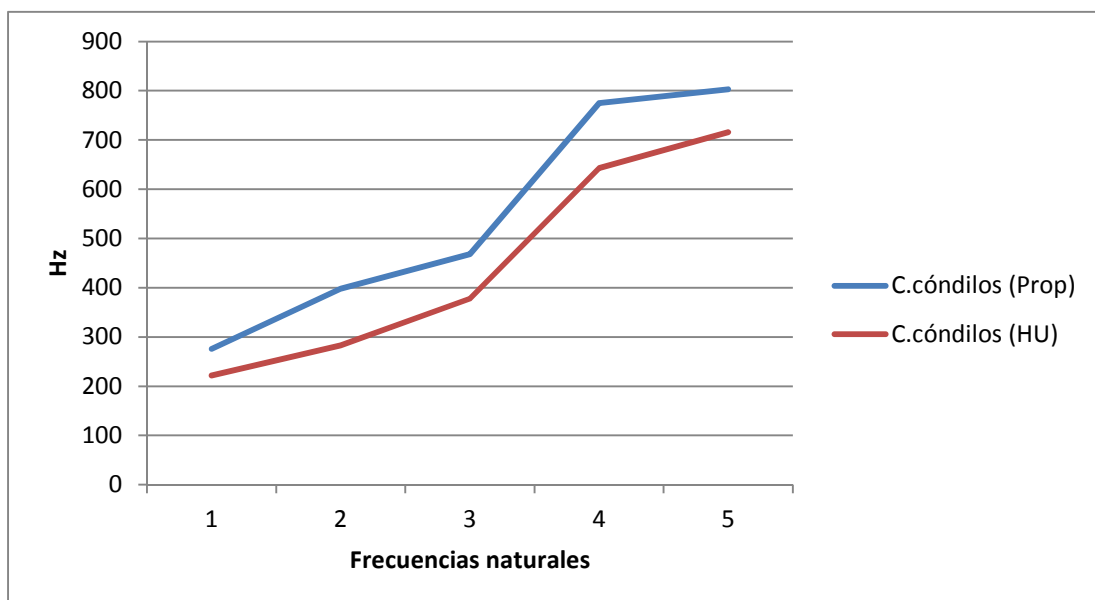


Figura 5.6: Comparación de los dos modelos bajo condiciones de contorno en los cóndilos.

Las frecuencias naturales obtenidas con anterioridad son comparadas gráficamente observándose una diferencia similar en las cinco frecuencias (Figura 5.6). A primera vista, como era de esperar, el conjunto de cinco primeras frecuencias naturales tienen mayor similitud con las calculadas para condiciones de contorno libres, ya que la longitud del fémur es la misma en ambos casos.

Para finalizar se analizan los cinco primeros modos de vibración del modelo bajo condiciones de contorno en los cóndilos en ANSYS v.14[®]. De manera similar a la de los casos anteriores, se representan las deformadas de un modelo, en este caso el modelo de propiedades mecánicas constantes, ya que los modos de vibración para el modelo de propiedades calculadas según las HU son idénticos (Figura 5.7).

En cuanto a los modos de vibración existen diferencias con respecto a los calculados en los apartados anteriores. El primer modo es de flexión en el plano sagital con una pequeña flexión en el frontal. Por su parte el segundo modo es una flexión en el plano frontal con ligera flexión en el sagital. El tercer modo, al igual que en condiciones libres y en condiciones en la diáfisis, es el modo de torsión a lo largo del eje longitudinal del fémur. Por último el cuarto y quinto modo son flexiones puras en forma de “S” en el plano sagital y frontal respectivamente. Se observa que, mientras que en los apartados anteriores el primer y cuarto modo son flexiones en el plano frontal, en este caso son flexiones en el sagital. Así mismo los modos dos y cinco, que en los casos anteriores son de flexión en el plano sagital, en este lo son en el plano frontal (Figura 5.7).

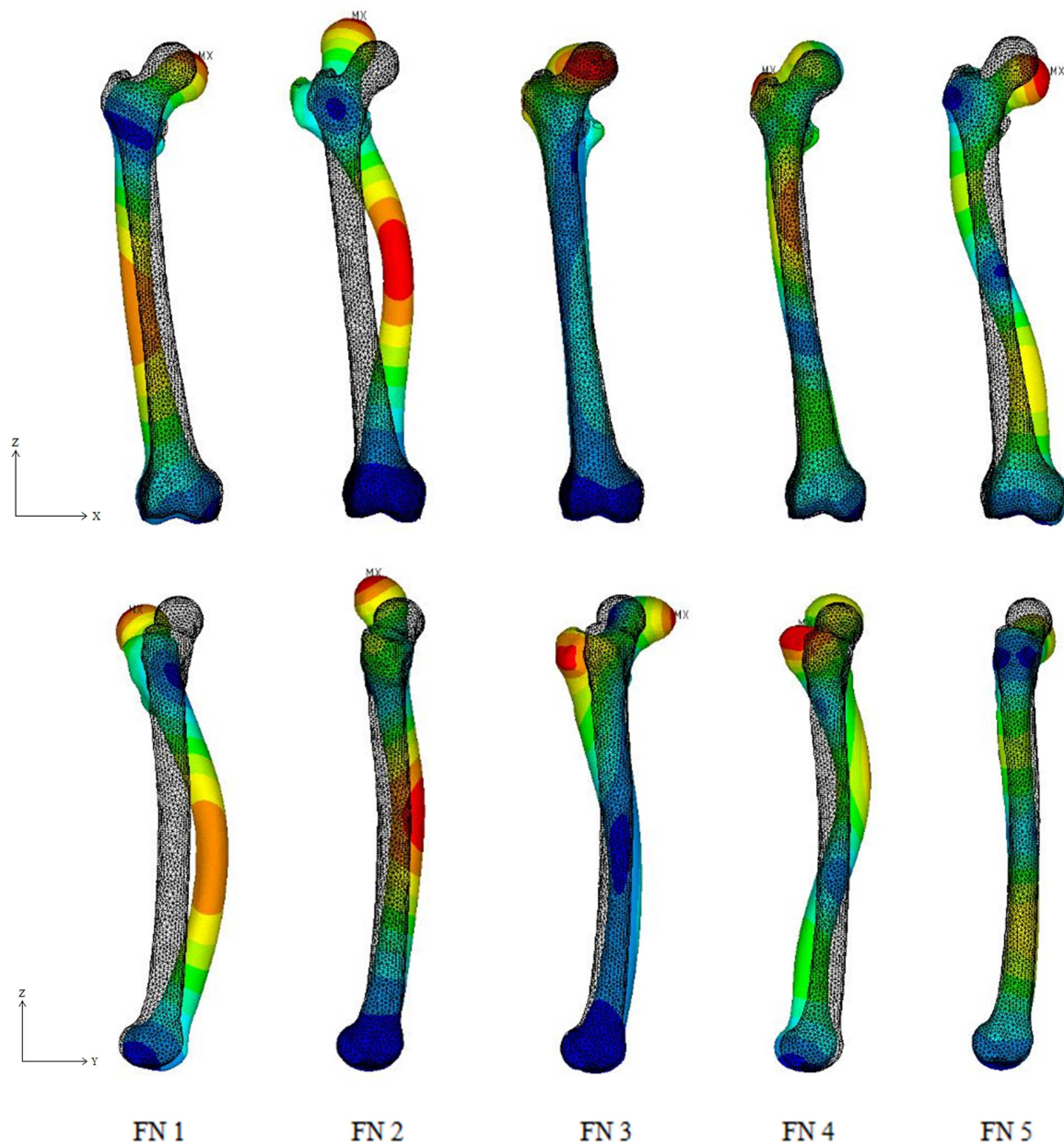


Figura 5.7: Modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno en los cóndilos y propiedades constantes (parte superior – plano frontal, parte inferior – plano sagital).

5.2.4 Condiciones fisiológicas

❖ Propiedades constantes

El último caso de estudio se basa en el modelo cuyas condiciones de contorno se asimilan más a las condiciones reales del fémur (Speirs et al. 2007). Se procede a calcular en ANSYS v.14[®] las cinco primeras frecuencias naturales de vibración comenzando con el modelo cuyas propiedades se han asignado de manera constante (Tabla 5.9).

Frecuencias naturales	Hz
1	146
2	269
3	330
4	702
5	782

Tabla 5.9: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno fisiológicas y propiedades constantes.

❖ Hounsfield Units (HU)

A continuación se calculan las cinco primeras frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno fisiológicas y propiedades mecánicas basadas en las HU (Tabla 5.10).

Frecuencias naturales	Hz
1	107
2	165
3	240
4	483
5	619

Tabla 5.10: Frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno fisiológicas y propiedades calculadas a partir de las HU.

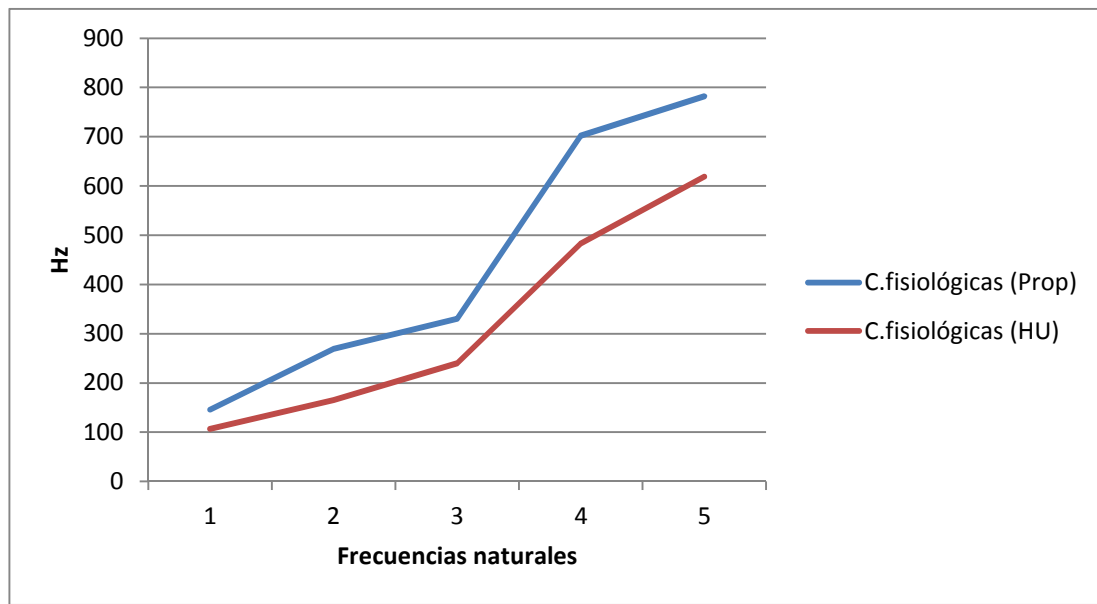


Figura 5.8: Comparación de los dos modelos bajo condiciones de contorno fisiológicas.

Las frecuencias naturales calculadas anteriormente se comparan gráficamente. Nótese la diferencia entre ambos conjuntos de frecuencias, mayor que en los casos estudiados con diferentes condiciones de contorno, debido a la distinta forma de aplicar las propiedades mecánicas en ambos modelos (apartados 3.4.1 y 3.4.2). Esto, unido a la complejidad de aplicar las condiciones fisiológicas exactamente igual en los dos modelos, provoca la diferencia observada (Figura 5.8).

Para finalizar el capítulo, se analizan los cinco primeros modos de vibración y se representa su deformada en ANSYS v.14[®] análogamente a los casos anteriores (Figura 5.9). El primer y el segundo modo son flexiones puras en los planos sagital y frontal respectivamente. Por su parte, el tercer modo es el modo de torsión a lo largo del eje longitudinal del fémur, al igual que en todos los casos estudiados en el proyecto. El cuarto es un modo de flexión en el plano frontal y para terminar, el quinto y último modo es de flexión en el plano sagital.

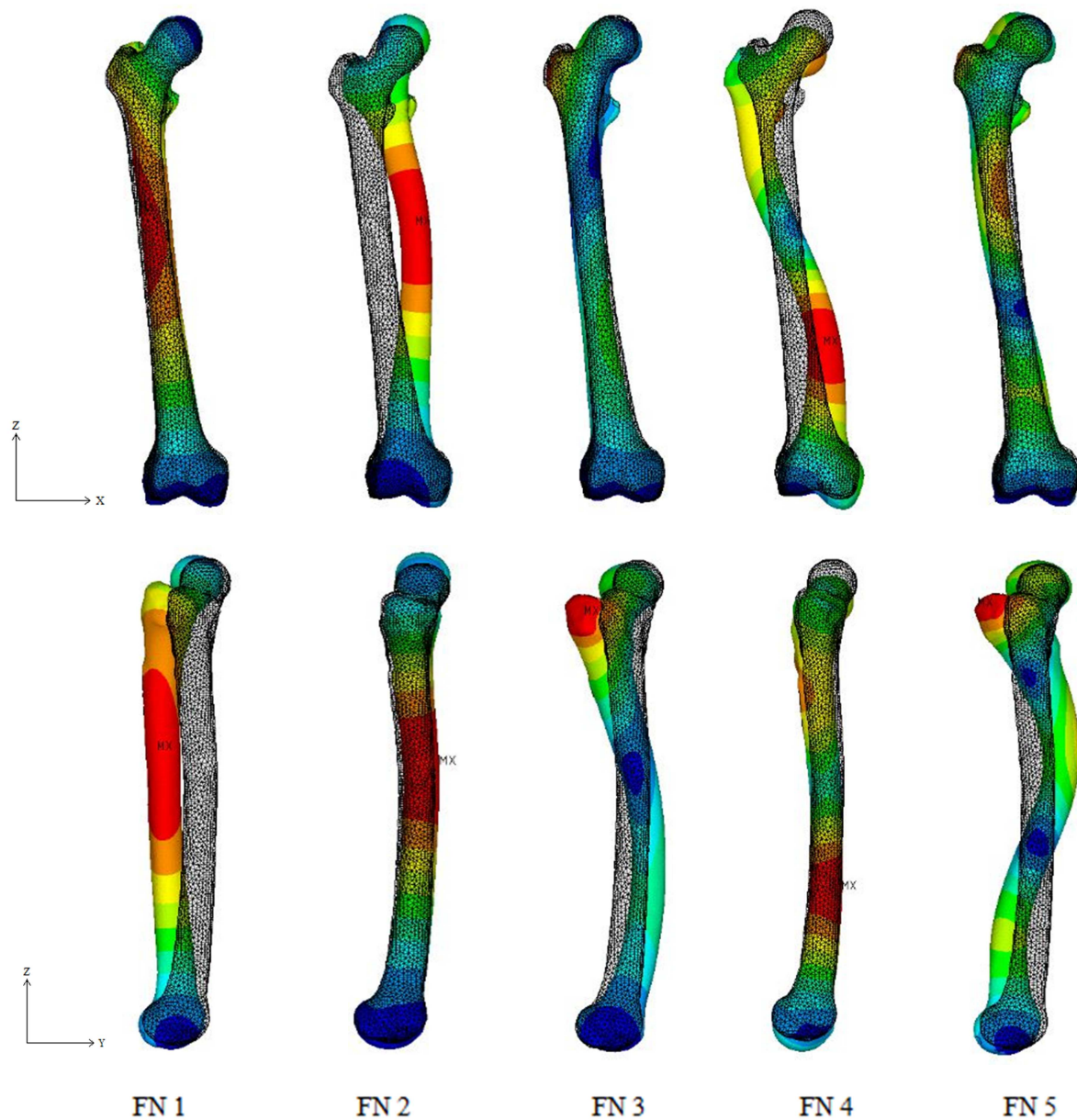


Figura 5.9: Modos de vibración del fémur bajo condiciones de contorno fisiológicas y propiedades constantes (parte superior – plano frontal, parte inferior – plano sagital).

Una vez estudiados y analizados todos los casos por separado, en el siguiente capítulo se comparan las frecuencias naturales y modos de todas las condiciones de contorno entre sí, discutiendo las similitudes y diferencias y exponiendo las conclusiones finales del estudio.

6 DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

6.1. Introducción

En el presente y último capítulo se comparan todos los casos estudiados a lo largo del proyecto y se exponen las conclusiones finales del mismo. Además se indican las limitaciones que presenta nuestro modelo, así como las vías de investigación futuras.

6.2. Discusión

La osteoporosis representa un problema para un gran número de personas, mayormente mujeres y en edad avanzada. Son muy comunes las roturas óseas debido a dicha enfermedad como consecuencia de la pérdida de masa en los huesos y por consiguiente su debilitación y fragilización (Hobecker et al. 2005).

Se han realizado diversos estudios en los que se demuestra la relación entre la regeneración ósea y las terapias vibratorias (Zhao et al. 2014). Sin embargo las condiciones de contorno empleadas en ellos difieren. La mayoría de estudios relacionados con las características vibratorias del fémur utilizan condiciones de contorno libres (free-free) debido a su facilidad de implementación (Campoli et al. 2014; Pastrav et al. 2009; Couteau et al. 1998). Otros estudios emplean diferentes condiciones de contorno, como por ejemplo las condiciones en la diáfisis que consisten en realizar un corte al modelo de fémur por la zona de la diáfisis y restringir el movimiento en la zona del corte (Pérez & Seral-García et al. 2013). En el presente, el estudio más completo relacionado con las condiciones de contorno propone tres diferentes configuraciones (diáfisis, cóndilos y fisiológicas) con el objetivo de determinar cuáles se asemejan mejor a las condiciones reales del fémur (Speirs et al. 2009).

Tras estudiar el comportamiento del modelo de fémur bajo las tres condiciones de contorno, se concluye que los desplazamientos de la cabeza femoral producidos por las condiciones de contorno fisiológicas son los únicos que el fémur real podría sufrir, ya que los producidos por las otras condiciones de contorno son excesivos para el hueso (Speirs et al. 2009). Por ello en el presente estudio se analiza cómo afectan los cambios en las condiciones de contorno a las frecuencias naturales y modos de vibración del fémur con el objetivo de acercarnos lo máximo posible a conocer las frecuencias a las que vibra el fémur en el ser humano.

Previamente a la comparación específica de cada condición de contorno por separado se presentan a modo de resumen los resultados obtenidos en el estudio tanto en lo relacionado a frecuencias naturales como a los modos de vibración del fémur (Tabla 6.1).

Frecuencias naturales (Hz)	C.Libres (prop)	C.Libres (HU)	C.Diáfisis (prop)	C.Diáfisis (HU)	C.Cóndilos (prop)	C.Cóndilos (HU)	C.Fisiológicas (prop)	C.Fisiológicas (HU)
1	271	245	111	108	276	222	146	107
2	310	274	122	119	398	283	269	165
3	660	567	592	531	468	378	330	240
4	790	703	826	738	775	643	702	483
5	814	760	887	861	803	716	782	619

Tabla 6.1: Resumen de frecuencias naturales y modos de vibración (flexión frontal – amarillo, flexión sagital – verde, torsión – rojo).

A continuación se comparan las frecuencias naturales del fémur sometido a diferentes condiciones de contorno, utilizando como base las condiciones fisiológicas. Cuanto mayor parecido exista entre las distintas condiciones estudiadas y las condiciones fisiológicas, la veracidad de dichos estudios será mayor.

A lo largo del proyecto, cada condición de contorno se ha analizado en dos casos diferentes, el primero empleando propiedades mecánicas constantes (apartado 3.4.1) (Pastrav et al. 2009) y el segundo asignando las propiedades basadas en las Hounsfield Units (apartado 3.4.2) (Campoli et al. 2014).

❖ Comparación entre condiciones en la diáfisis y fisiológicas

En primer lugar se comparan las frecuencias naturales obtenidas bajo condiciones en la diáfisis con las fisiológicas (Figura 6.1). En este caso se comparan los modelos de propiedades asignadas mediante las HU. Se observa una gran similitud en la primera y segunda frecuencia natural, aumentando la diferencia a partir de la tercera frecuencia. Dichas diferencias son lógicas y se deben a la diferencia de longitud entre los modelos, por consiguiente a la diferencia de masa, y a la diferente rigidez debida a las condiciones de contorno.

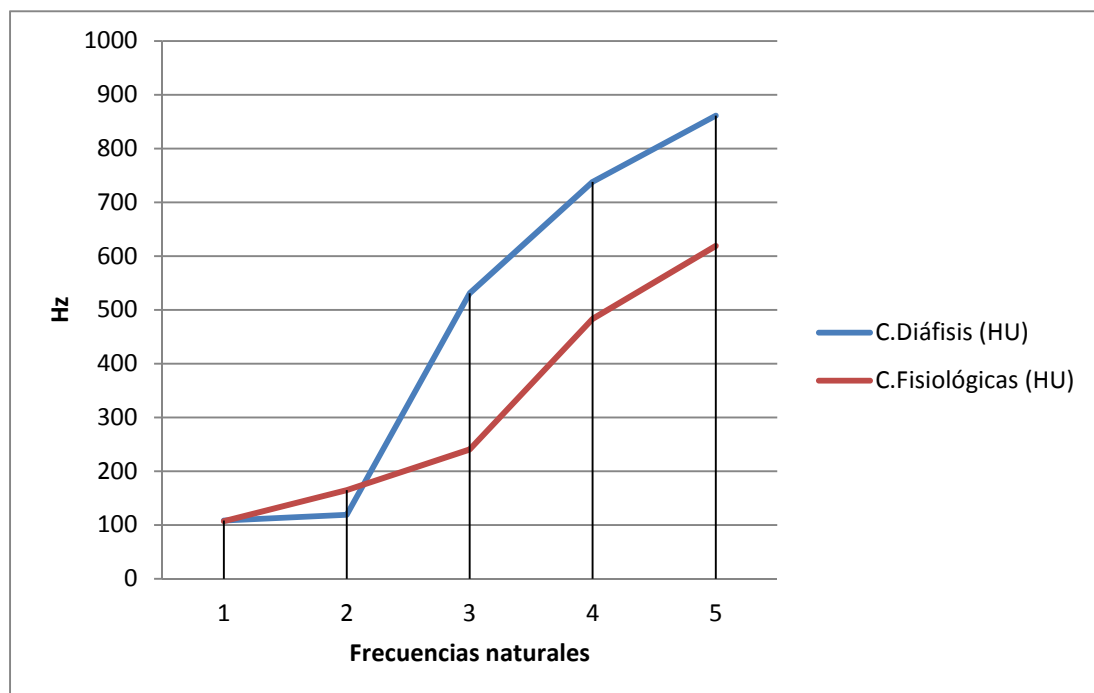


Figura 6.1: Comparación entre las frecuencias naturales bajo condiciones de contorno en la diáfisis y condiciones fisiológicas (propiedades HU).

❖ Comparación entre condiciones en los cóndilos y fisiológicas

Posteriormente se comparan las frecuencias naturales del fémur bajo condiciones de contorno en los cóndilos frente a las obtenidas bajo las condiciones fisiológicas (Figura 6.2). En este caso se comparan los modelos de propiedades constantes. Las tres primeras frecuencias difieren bastante de sus correspondientes bajo condiciones fisiológicas, mientras que la cuarta y quinta, en mayor medida, se asemejan más.

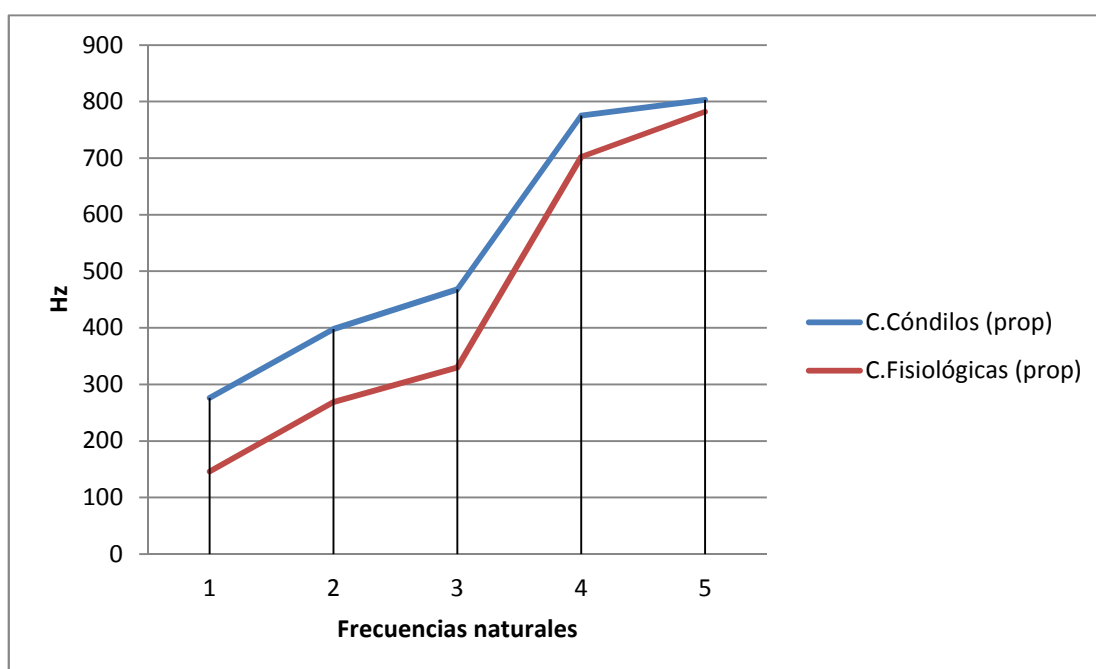


Figura 6.2: Comparación entre las frecuencias naturales bajo condiciones de contorno en los cóndilos y condiciones fisiológicas (propiedades constantes).

En la comparación entre las condiciones en la diáfisis y las fisiológicas (Figura 6.1) se producen errores relativos que van desde el 1% para la primera frecuencia hasta el 121% en la frecuencia tres. Por su parte el rango de errores relativos entre las frecuencias bajo condiciones en los cóndilos y condiciones fisiológicas (Figura 6.2) se encuentra entre el 3% para la quinta frecuencia y el 89% para la primera. Se observa cómo las condiciones de contorno en la diáfisis modelan con mayor exactitud las primeras frecuencias naturales del fémur, mientras que las condiciones en los cóndilos representan

mejor las frecuencias altas del hueso. Por lo tanto emplear un modelo de fémur con condiciones en la diáfisis o los cóndilos provoca un error demasiado grande con respecto al real.

Finalmente en el siguiente apartado se exponen las conclusiones derivadas del estudio y comparativa de los distintos casos.

6.3. Conclusiones

Las conclusiones más importantes obtenidas del estudio se presentan a continuación:

- Las propiedades mecánicas del modelo de fémur quedan corroboradas debido a la similitud de las frecuencias naturales obtenidas bajo condiciones de contorno libres con respecto a las obtenidas en los estudios utilizados como base (Campoli et al. 2014; Pastrav et al. 2009).
- Las diferencias entre las frecuencias naturales bajo unas mismas condiciones de contorno se deben a la distinta manera de aplicar las propiedades mecánicas al modelo (propiedades constantes y Hounsfield Units). Se demuestra la importancia de la densidad en las frecuencias naturales del fémur (Campoli et al. 2014).
- Las cinco primeras frecuencias naturales del fémur varían dependiendo de las condiciones de contorno a las que está sujeto, aun así se encuentran en un rango entre 100 Hz y 900 Hz.
- Los cinco primeros modos de vibración del fémur siguen un patrón similar, dos modos de flexión, el tercero de torsión a lo largo del eje longitudinal del fémur y los dos últimos de flexión. Dependiendo de las condiciones de contorno a las que esta sometido el fémur los planos en los que se produce la flexión varían.
- El error producido en las frecuencias naturales considerando otras condiciones de contorno empleadas en la literatura (Speirs et al. 2009), ya sean condiciones de contorno en la diáfisis o condiciones de contorno en los cóndilos, es alto en

relación a las frecuencias bajo condiciones fisiológicas, con valores de error relativo comprendidos entre el 1% y el 121%.

- Debido a las diferencias entre las frecuencias naturales de los modelos estudiados, la utilización de un modelo de fémur bajo condiciones de contorno diferentes a la fisiológicas conlleva un error lo suficientemente grande como para que los resultados no se ajusten a la realidad.

6.4. Limitaciones del modelo

Existen aspectos a tener en cuenta para alcanzar unos resultados satisfactorios y que reproduzcan fielmente el sistema real que se quiere representar. Los resultados del estudio de elementos finitos dependen de: la exactitud en la creación de la geometría del fémur y de sus partes, de las propiedades mecánicas asignadas y de la correcta ubicación de las condiciones de contorno.

Las hipótesis y simplificaciones que se han realizado durante la creación del modelo son las siguientes:

- Se ha empleado un modelo de fémur de un varón adulto sano. Para conocer las características vibratorias del fémur particular de cualquier otro individuo sería necesario conocer tanto las dimensiones de dicho fémur como las propiedades mecánicas, por ejemplo la densidad.
- La diferenciación de las zonas en cuanto a la composición del hueso (hueso cortical, hueso esponjoso y cavidad medular) se ha realizado en base a la escala de grises a partir de tomografías axiales computerizadas (TACs), obviando vasos sanguíneos y demás elementos orgánicos.
- El material elegido para representar el comportamiento del hueso cortical, del hueso esponjoso y de la médula ha sido el correspondiente a uno isótropo lineal. Un material óseo anisótropo habría representado con mayor fidelidad el fémur real.

- En cuanto a las condiciones de contorno, solo se ha tenido en cuenta las restricciones de movimientos de los puntos del fémur correspondientes a dichas condiciones, obviando en este estudio el efecto de los grupos musculares. Además, existen limitaciones al implementar en el modelo de elementos finitos las condiciones de contorno estudiadas (Speirs et al. 2009) ya que, debido al gran número de elementos y nodos que constituyen la malla, existen un grupo numeroso de nodos en la zona donde se debe restringir el movimiento, de manera que existen multitud de combinaciones de nodos restringidos. Aun así, restringir un nodo en particular o su contiguo provoca variaciones en los resultados casi imperceptibles.

6.5. Estudios futuros

Así como el análisis modal numérico está bastante desarrollado, existe un campo abierto en cuanto al análisis modal experimental. Un posible estudio futuro puede tratar de simular las condiciones fisiológicas utilizadas en el presente estudio con el fin de contrastar los resultados obtenidos de manera experimental.

El modelo generado es susceptible de mejora, ya sea añadiendo el efecto de los grupos musculares o utilizando un material anisótropo en lugar de isótropo. Por lo tanto otra línea de desarrollo es la creación de un modelo de fémur que represente al real prácticamente en su totalidad.

El presente estudio puede servir de inicio para posteriores investigaciones en el campo de la bioingeniería o la medicina. El objetivo final de estos estudios es conocer con exactitud a qué frecuencias vibra el fémur para, mediante terapias vibratorias, favorecer la creación de masa ósea y evitar la osteoporosis.

REFERENCIAS

Almagia Flores, A. A., Lizana Arce, P., (2012). “Descripción Ósea Apendicular-Miembro Inferior”. Pontificia Universidad Católica de Valparaíso.

Bayoglu, R., Okyar, A. F., (2015). “Implementation of boundary conditions in modeling the femur is critical for the evaluation of distal intramedullary nailing”. *Medical Engineering and Physics*, 37, 1053-1060.

Beaupre, G. S., Orr, T. E., Carter, D. R., (1990). “An approach for time-dependent bone modeling and remodeling-theoretical development”. *J. Orthop Res.*, 8, 651-661.

Boccaccio, A., Lamberti, L., Pappalettere, C., Carano, A., Cozzani, M., (2006). “Mechanical behaviour of an osteomized mandible with distraction orthodontic devices”. *Journal of Biomechanics*, 39, 2907-2918.

Cairns, N. J., Pearcy, M. J., Smeathers, J., Adam, C. J., (2012). “Ability of modal analysis to detect osseointegration of implants in transfemoral amputees: a physical model study”. *Medical and Biological Engineering and Computing*.

Campoli, G., Baka, N., Kaptein, B. L., Valstar, E. R., Zachow, S. (2014). “Relationship between the shape and density distribution of the femur and its natural frequencies of vibration”, *Journal of Biomechanics*, 47, 3334-3343.

Cardinale, M., Rittweger, J. (2006). “Vibration exercise makes your muscle and bones stronger: fact or fiction?”. *Br. Menopause Soc. J.*, 12, 12-18.

Couteau, B., Hobatho, M. C., Darmana, R., Brignola, J. C., Arlaud, J. Y., (1998). “Finite element modelling of the vibrational behaviour of the human femur using CT-based individualized geometrical and material properties”. *Journal of Biomechanics*, 31, 383-386.

Currey, J. D., (1988). "The effect of porosity and mineral content on the Young's modulus of elasticity of compact bone". *Journal of Biomechanics*, 21, 131-139.

Cutnell, J. D., Johnson, K. W., Young, D., Stadler, S., (2015). "Physics, 10th Edition". Wiley.

De Weck, O., Kim, I. Y., (2004). "Finite element method". *Engineering Design and Rapid Prototyping*. Massachusetts Institute of Technology.

Feldesman, M. R., Kleckner, J. G., Lundy, J. K., (1990). "The femur/stature ratio and estimates of stature in mid-and late-pleistocene fossil hominids". *American Journal of Physical Anthropology*, 83, 359-372.

Gómez-Benito, M. J., (2005). "Simulación computacional de los procesos de fractura y consolidación óseas: Un modelo mecanobiológico de regeneración ósea". Tesis Doctoral. Universidad de Zaragoza.

Haider, I. T., Speirs, A. D., Frei, H., (2013). "Effect of boundary conditions, impact loading and hydraulic stiffening on femoral fracture strength". *Journal of Biomechanics*, 46, 2115-2121.

He, J., Fu, Z. F., (2001). "Frequency response function measurement. Modal Analysis". Butterworth Heinemann, Oxford, 140-158.

Herrero Ezquerro, M. T., (2003). "Anatomía Funcional Humana". Presentación.ppt. (www.um.es).

Heyland, M., Trepczynski, A., Duda, G. N., Zehn, M., Schaser, K. D., Mardian, S., (2015). "Selecting boundary conditions in physiological strain analysis of the femur: Balanced loads, inertia relief method and follower load". *Medical Engineering and Physics*, 37, 1180-1185.

Hobecker, O., Guayán, V. A., Mango Vorrath, N. P., Giménez, S. L. (2005). "Impacto de la osteoporosis sobre la población". *Revista de Postgrado de la VI Cátedra de Medicina*, 144, 24-27.

Khalil, T. B., Viano, D. C., Taber, L. A., (1981). "Vibrational characteristics of the embalmed human femur". *Journal of Sound and Vibration*, 75, 417-436.

Lozano, J. A., (2006). "Osteoporosis. Estrategias terapéuticas". Offarm, Vol. 25, 9.

Maia, N. M. M., Silva, J. M. M., He, J., Lieven, N. A. J., Lin, R. M., Skingle, G. W., Urgueira, A. P. V., (1997). "Modal testing. Theoretical and Experimental Modal Analysis". SRP Ltd, 123-184.

Marieb, E. N., (2004). "Bone and Skeletal Tissues Part A. Human Anatomy & Physiology". Sixth Edition. Power Point lecture Slide Presentation by Vicen Austin, University of Kentucky. Pearson Education, Inc., publishing as Benjamin Cummings.

Martínez Reina, F. J., (2006). "Aplicación de modelos de remodelación ósea interna al estudio del comportamiento de implantes dentales". Tesis doctoral. Universidad de Sevilla.

Narayana, K. J., Rameswara, Y., (2015). "Natural vibration analysis of femur bone using Hyperworks". Journal of Engineering Research and Applications, 3, 67-71.

Olszta, M. J., Cheng, X., Jee, S. S., Kumar, R., Kim, Y., Kaufman, M. J., Douglas, E. P., Gower, L. B., (2007). "Bone structure and formation: A new perspective". Materials Science and Engineering.

Pastrav, L. C., Devos, J., Van der Perre, G., Jaecques, S. V. N., (2009). "A finite element analysis of the vibrational behaviour of the intra-operatively manufactured prosthesis-femur system". Medical Engineering and Physics, 31, 489-494.

Pérez, M. A., Seral-García, B. (2013). "A finite element analysis of the vibration behaviour of a cementless hip system". Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, 16:9, 1022-1031.

Rincón Rincón, E., Ros Felip, A., Claramunt Alonso, R., Arranz Merino, F., (2004). "Caracterización mecánica del material óseo". Revista Tecnología y Desarrollo. Universidad Alfonso X El Sabio.

Schaffler, M. B., Burr D. B., (1988). "Stiffness of compact bone: Effects of porosity and density". Journal of Biomechanics, 21, 13-16.

Speirs, A. D., Heller, M. O., Duda, G. N., Taylor, W. R. (2007). “Physiologically based boundary conditions in finite element modeling”. *Journal of Biomechanics*, 40, 2318–2323.

Uhm, C., (2004). “Human anatomy & physiology”. (<http://medicalproteomics.net/education/under/Chapter06.pdf>). Department of Anatomy. Korea University College of Medicine.

Ward, D. A., Robinson, K. P., (2005). “Osseointegration for the skeletal fixation of limb prostheses in amputations at the trans-femoral level”. *The Osseointegration Book from Calvarium to Calcaneus*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 463-476.

Wiley & Sons, J., (2007). *Introduction to the Human Body*, 7.

Zhao, L., Dodge, T., Nemani, A., Yokota, H. (2014). “Resonance in the mouse tibia as a predictor of frequencies and locations of loading-induced bone formation”. *Biomech. Model. Mechanobiol.*, 13, 141–151.

